

令和元年度 修士論文

C-SWE 法を用いた骨格筋への
筋弾性特性評価系の構築

指導教員 山越 芳樹 教授

群馬大学大学院 理工学府 電子情報数理教育プログラム

学籍番号 T181D007 伊賀 賢一

C-SWE を用いた骨格筋への筋弾性特性評価系の構築

目次

第1章 序論

第2章 セン断波計測について

- 2-1 セン断波とは
- 2-2 生体内の組織における低周波振動の伝搬
- 2-3 セン断波計測で期待されるパラメータと臨床的有用性

第3章 連続セン断波エラストグラフィ (Continuous SWE 法) の原理

- 3-1 超音波パルスドプラ法による組織内振動伝搬計測
- 3-2 カラーフロー映像系(CFI)の流速推定アルゴリズム
- 3-3 CFI の流速推定アルゴリズムによるセン断波波面検出
- 3-4 C-SWE 法の問題点と対策
 - 3-4-1 可変ゲイン Wiener Filter の使用
 - 3-4-2 加振周波数の低周波化
- 3-5 分解能評価

第4章 C-SWE 法の構築

- 4-1 C-SWE 法構築の概要と特徴
- 4-2 加振システムの構築
- 4-3 測定技術の構築
 - 4-3-1 プローブ位置・角度変化に対する対策
 - 4-3-2 組織の異方性による速度推定誤差への対策
- 4-4 エコー装置最適条件の探索
 - 4-4-1 エコー装置の最適化
 - 4-4-2 加振周波数の最適化
- 4-5 測定ソフト構築
 - 4-5-1 表示に必要なパラメータ設定
 - 4-5-2 解析に必要なパラメータ設定
 - 4-5-3 エコー装置ごとの設定

第5章 In Vivo 評価エコーガイド下ファシア・ハイドロリリースへの適用

5-1 エコーガイド化ファシア・ハイドロリリースとは

5-2 予備実験

5-2-1 実験方法

5-2-2 実験結果

5-3 In vivo 評価結果

5-3-1 測定プロトコル

5-3-2 局所単収縮反応が観測された結果

5-3-3 局所単収縮反応が観測されなかった結果

5-3-4 針挿入時と生理食塩水注入時の特徴

第6章 結論

6-1 結論

6-2 今後の展望

謝辞・参考文献

第1章 序論

現在整形外科やスポーツ医学の分野で「曖昧なものをはっきりさせる時代へ」という言葉が非常に重要なキーワードとなっている。整形外科の分野におけるリハビリ効果や肩こりなどは本人の主張や自己申告に頼ることが多く信頼性、定量性に欠けており数値に基づいたリハビリ効果や治療効果を測定する手法が求められている。筋緊張や虚血・充血・血流、筋損傷や筋肉量などのパラメータは肩こりや姿勢保持による疲労、運動負荷やアスリートのパフォーマンスを評価する指標として非常に重要視されています。

また年々何かしらのスポーツをしている人の割合は増加しており、特に 60 代の高齢者での運動への意識が高いことが Fig1 から伺える。これにより筋、腱、靱帯、軟骨などの運動器への受傷の増加が考えられる。そしてこれらを反映するパラメータが筋硬度であり、この筋硬度の定量的評価方法が強く求められている。

現在骨格筋を対象とした筋硬度を測定する方法として生体表面に対して測定器を押し込む筋硬度計と機械的振動であるせん断波を組織中に伝播させ、その伝播速度を超音波で測定して組織の弾性を評価する超音波エラストグラフィが一般に広く用いられている。しかし筋硬度計は皮下脂肪などの筋肉以外の生体組織の影響を大きく受けてしまう、また超音波エラストグラフィでは非常に高価格で骨付近の生体組織における温度上昇が懸念されるなどの課題がある。そこで提案法である連続せん断波映像法（Continuous Shear Wave Elastography）を用いることで信頼性・定量性のある筋硬度の測定方法を構築することを本研究の目的としている。

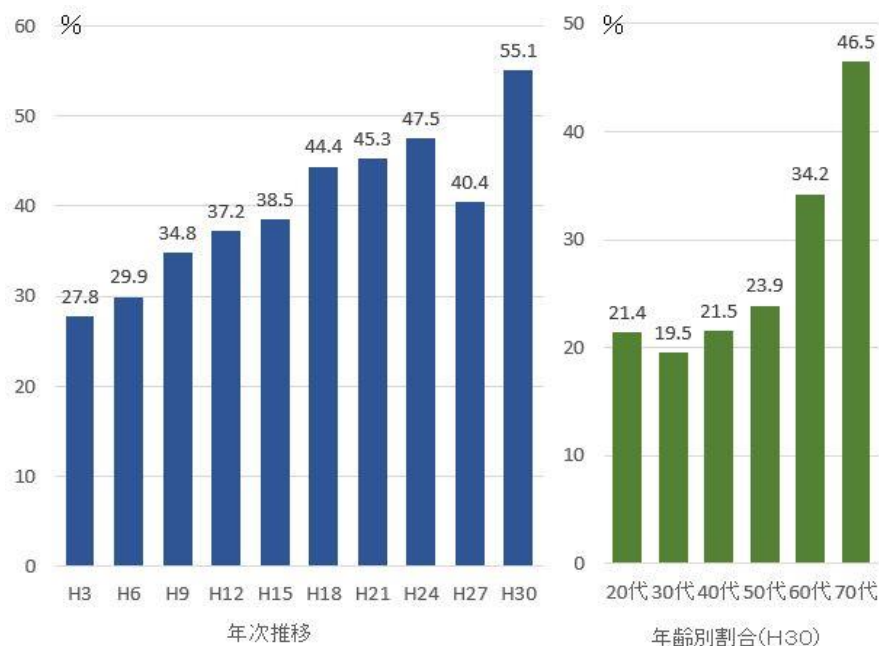


Fig1. 週1回以上何らかのスポーツをしている人の統計
スポーツ庁「スポーツ関係データ集」 H30

第2章 セン断波計測について

本章ではセン断波の特徴と工学的な研究課題,生体軟組織内部における低周波振動の伝搬について示す.さらに,セン断波計測により期待される臨床意義や目的について示す.

2-1 セン断波とは

ここでは,セン断波の特徴とそこから考えられる工学的な課題について示す.

セン断波の特徴

1. 波長

波長は数ミリメートルであるため,高分解能測定が求められている.

2. 振幅

振幅は数十マイクロン以下であり,高精度超音波計測技術が求められている.

3. 周波数

主にセン断波の減衰により制限され,現在利用できるのは 100[Hz]～数[kHz]である.

工学的な研究課題

1. セン断波の波動としての性質

伝搬方向が一樣ではなく多重反射や回折,減衰の問題がある.

2. セン断波の励起方法

振幅を得ようとする加振器のサイズが大きく重くなる.また,効率の問題もあり加振器の発熱の問題がある.

3. パラメータ推定法,その物理,臨床的意味づけ

2-2 生体内部の組織におけるセン断波振動の伝搬

生体組織の粘弾性パラメータと低周波振動の伝搬速度および減衰の関係について以下に示す.

外部から媒質に振動を加えると,その振動は一般的に縦波・横波として伝搬する.生体の様な粘弾性媒質中では,Hooke の法則が成り立つ Voigt モデルと仮定することにより,組織の粘

弾性を推定する手法が提案[1]されている.この縦波,横波の伝搬速度および減衰係数は次式で与えられる.

① 縦波

$$\text{伝搬速度} : v_1 = \frac{\omega_v}{\text{Re}[g]} \quad (2-2-1)$$

$$\text{減衰係数} : \alpha_1 = -\text{Im}[g] \quad (2-2-2)$$

$$\text{ただし, } g = \left\{ \frac{\rho \omega_v^2}{(2\mu + \lambda)} \right\}^{\frac{1}{2}} \quad (2-2-3)$$

② 横波

$$\text{伝搬速度} : v_t = \frac{\omega_v}{\text{Re}[h]} \quad (2-2-4)$$

$$\text{減衰係数} : \alpha_t = -\text{Im}[h] \quad (2-2-5)$$

$$\text{ただし, } h = \left\{ \frac{\rho \omega_v^2}{\mu} \right\}^{\frac{1}{2}} \quad (2-2-6)$$

$$\mu = \mu_1 + j\omega_v \mu_2 \quad \lambda = \lambda_1 + j\omega_v \lambda_2$$

μ_1 : せん断弾性係数

λ_1 : 体積弾性係数

μ_2 : せん断弾性係数

λ_2 : 体積弾性係数

ρ : 密度

ω_v : 振動周波数

$\text{Re}[], \text{Im}[]$: $[]$ 内の複素数の実数部,虚数部

また,これら縦波や横波の他に生体の表面付近では表面波が存在するが,この伝搬速度はほぼ横波の伝搬速度に等しいことが知られている.上記の波動の中で,縦波は圧縮性の波であり,媒質を圧縮することにより伝搬する.一方,横波は非圧縮性の波であり,媒質を等体積のまま,横方向に挟み切るように変形させながら伝搬していくため,せん断波とも呼ばれている.ここで,周波数が 1[kHz]程度以下の低周波振動であると,外部から与えられた振動のエネルギーはそのほとんどが横波に変換され则认为られている[2].

ここで,(2-2-4)式,(2-2-5)式で与えられる横波の伝搬速度と減衰係数を,粘弾性パラメータを用いて書くと,

$$v_t = \sqrt{\frac{2(\mu_1^2 + \omega_v^2 \mu_2^2)}{\rho(\mu_1 + \sqrt{\mu_1^2 + \omega_v^2 \mu_2^2})}} \quad (2-2-7)$$

$$\alpha_t = \sqrt{\frac{\rho \omega_v^2 (\mu_1 + \sqrt{\mu_1^2 + \omega_v^2 \mu_2^2})}{2(\mu_1^2 + \omega_v^2 \mu_2^2)}} \quad (2-2-8)$$

となる.

したがって,もし,媒質の弾性が粘性にまさり, $\mu_1 \gg \omega_v \mu_2$ の関係が成り立つときには,

$$v_{t1} \cong \sqrt{\frac{\mu_1}{\rho}} \quad (2-2-9)$$

$$\alpha_{t1} \cong 0 \quad (2-2-10)$$

となり,伝搬速度は,単にせん断弾性係数と媒質の密度のみの関数となる.このとき, μ_1 が大きいということは,媒質が硬いということであり,硬い媒質ほど伝搬速度は速くなる.

一方,媒質の粘性が弾性にまさり $\mu_1 \ll \omega_v \mu_2$ の関係が成り立つときには,

$$v_{t2} \cong \sqrt{\frac{2\omega_v \mu_2}{\rho}} \quad (2-2-11)$$

$$\alpha_{t2} \cong \sqrt{\frac{\rho \omega_v}{2\mu_2}} \quad (2-2-12)$$

となり, $v_{t2} \cdot \alpha_{t2}$ とも粘性係数と密度の関数になり,この場合 $v_{t2} \cdot \alpha_{t2}$ の周波数依存性(分散性)が現れてくる.

Fig.2-2-1 に弾性体と粘弾性体の周波数別伝搬速度を示す.

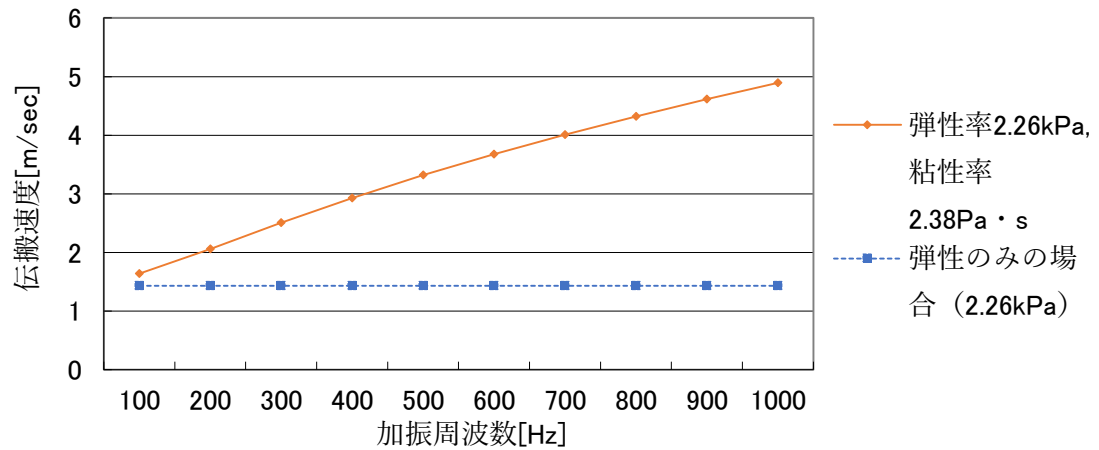


Fig.2-2-1 弾性体と粘弾性体の周波数別伝搬速度

2-3 セン断波計測で期待されるパラメータと臨床的有用性

せん断波の伝搬速度は、臨床的な有用性が明らかにされているが、せん断波計測によって得られる情報としては、この他にも Fig.2-3-1 に示すような情報も得られると考えられる。

測定量	物理パラメータ	臨床意義	計測時の問題点
伝搬速度	せん断弾性係数	組織の硬さ	多重反射，減衰
減衰係数	粘性係数	粘性評価	多重反射，屈折，反射
伝搬速度の周波数依存性		粘性評価，測定の定量性向上	多重反射，減衰，空間分解能
共振現象	せん断弾性係数	組織のボリュームの大きさ	減衰，空間分解能
非線形性	初期応力，媒質の非線形性	組織非線形性評価	振動振幅の減衰
異方性	伝搬速度の方向性	繊維方向，繊維化	三次元伝搬方向

Fig.2-3-1 セン断弾性波によって得られる情報

第3章 カラー Doppler せん断波映像法の原理

3-1 超音波パルス Doppler 法による組織内振動伝搬計測

組織内振動伝搬計測は、組織表面から振動を印加することで組織内に振動を励起させ、内部を伝搬する振動を超音波で計測するものである。これは、組織内部を多数の超音波散乱体と考えると、組織内部に超音波を送波し、超音波散乱体から反射してくる超音波が Doppler 効果によって周波数変調を受けていることに着目したものである。したがって、超音波散乱体から反射した超音波を直交検波することで得られる Doppler 信号から組織内部を伝搬する振動を推定することができる。

今、Fig.3-1-1 に示すように、超音波トランスデューサに近づく方向に周波数 f_b 、速度 $v(t)$ で振動する超音波散乱体に対して、超音波トランスデューサから中心周波数 f_0 の超音波パルスを送波する場合を考える。



Fig.3-1-1 計測モデル

散乱体の運動 $\xi(t)$ は次式で表すことができる。

$$\xi(t) = \xi_0 \sin(2\pi f_b t + \phi_b) \quad (3-1-1)$$

ただし、 ξ_0 : 振動振幅

ϕ_b : 初期位相

この時、超音波散乱体に反射した超音波の周波数 f は

$$f = \frac{c + v(t)}{c} f_0 \quad (3-1-2)$$

c : 音速

この反射波が超音波トランスデューサで受信されるとき、周波数 f' は

$$f' = \frac{c}{c - v(t)} f \quad (3-1-3)$$

(3-1-2)式, (3-1-3)式より

$$f' = \frac{c}{c - v(t)} \times \frac{c + v(t)}{c} f_0 = \frac{c + v(t)}{c - v(t)} f_0 \quad (3-1-4)$$

したがって、超音波のドプラ周波数シフト Δf は

$$\Delta f = f' - f_0 = \frac{c + v(t)}{c - v(t)} f_0 - f_0 = \frac{2v(t)}{c - v(t)} f_0 \quad (3-1-5)$$

となる.

超音波ドプラ法で組織内の速度を観測する場合、組織内での音速は約 1500[m/sec]であり、それと比較して観測しようとする組織内の速度は 1~10 数[m/sec]と微小であるので、 $c \gg v(t)$ となり、(3-1-5)式は次式のように近似することができる.

$$\Delta f \cong \frac{2v(t)}{c} f_0 \quad (3-1-6)$$

この時、超音波の位相変化 $\Delta\phi$ は

$$\begin{aligned} \Delta\phi &= 2\pi \int (\Delta f) dt \\ &= \frac{4\pi f_0}{c} \int v(t) dt \\ &= \frac{4\pi f_0}{c} \xi(t) \end{aligned} \quad (3-1-7)$$

となるので、この散乱体からの受信信号 $r(t)$ は

$$\begin{aligned} r(t) &= A(t) \sin(2\pi f_0 t + \Delta\phi - 2k_u Z) \\ &= A(t) \sin\left(2\pi f_0 t + \frac{4\pi f_0}{c} \xi(t) - 2k_u Z\right) \\ &= A(t) \sin\left\{2\pi f_0 \left(t + 2 \frac{\xi(t)}{c}\right) - 2k_u Z\right\} \end{aligned} \quad (3-1-8)$$

ただし、

$A(t)$: 振幅
 k_u : 超音波パルスの波数
 Z : トランスデューサ, 散乱体間の距離

となる. よって超音波パルス間で微小変位 $\xi(\Delta t)$ による位相ずれが生じる.

次に RF 信号に, 位相が互いに 90 度異なる超音波周波数成分を畳み込み積分し低域通過フィルタをかけ, QI 信号を得る.

(i) I 信号

RF 信号にキャリア信号を乗算すると

$$\begin{aligned}
 I'(t) &= A(t) \sin \left\{ 2\pi f_0 \left(t + 2 \frac{\xi(t)}{c} \right) - 2k_u Z \right\} \sin(2\pi f_0 t) \\
 &= \frac{A(t)}{2} \left\{ \cos \left(4\pi f_0 t + \frac{4\pi f_0 \xi(t)}{c} - 2k_u Z \right) - \cos \left(\frac{4\pi f_0 \xi(t)}{c} - 2k_u Z \right) \right\}
 \end{aligned} \tag{3-1-9}$$

となる. ここで $2\omega_0$ 付近の信号を低域通過フィルタで除くと,

$$I(t) = \frac{A(t)}{2} \cos \left(\frac{4\pi f_0 \xi(t)}{c} - 2k_u Z \right) \tag{3-1-10}$$

となり I 信号を得る.

(ii) Q 信号

(i) と 90 度異なるキャリア信号を乗算すると

$$\begin{aligned}
 Q'(t) &= A(t) \sin \left\{ 2\pi f_0 \left(t + 2 \frac{\xi(t)}{c} \right) - 2k_u Z \right\} \cos(2\pi f_0 t) \\
 &= \frac{A(t)}{2} \left\{ \sin \left(4\pi f_0 t + \frac{4\pi f_0 \xi(t)}{c} - 2k_u Z \right) - \sin \left(\frac{4\pi f_0 \xi(t)}{c} - 2k_u Z \right) \right\}
 \end{aligned} \tag{3-1-11}$$

となる. (i) と同様に低域通過フィルタを用いると

$$Q(t) = \frac{A(t)}{2} \sin \left(\frac{4\pi f_0 \xi(t)}{c} - 2k_u Z \right) \tag{3-1-12}$$

となり, Q 信号を得る.

3-2 カラーフロー映像系(CFI)の流速推定アルゴリズム

いま、超音波パルスを同一方向に N パルス送波すると、 i 番目の超音波パルスに対する受信超音波の位相 ϕ_i は、

$$\phi_i = \phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2v i \Delta t \quad (3-2-1)$$

ここで

ϕ_0 : 初期位相

f_0 : 超音波の中心周波数

c : 音速

v : 流速

Δt : 超音波パルス間の時間間隔

(3-2-1)式より、 i 番目の受信 RF 信号 r_i は、

$$\begin{aligned} r_i &= r_0 \sin(2\pi f_0 t + \phi_i) \\ &= r_0 \sin(2\pi f_0 t + \phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2v i \Delta t) \end{aligned} \quad (3-2-2)$$

この受信 RF 信号を直交検波器で直交検波すると、その複素直交検波出力 \vec{Q}_i 、および \vec{Q}_i の実部信号および虚部信号である In phase 信号 I_i と、Quadrature 信号 Q_i は、

$$\begin{aligned} \vec{Q}_i &= I_i + jQ_i \\ \left[\begin{aligned} I_i &= a \cos(\phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2v i \Delta t) \\ Q_i &= a \sin(\phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2v i \Delta t) \end{aligned} \right. \end{aligned} \quad (3-2-3)$$

(3-2-3)式は、(3-2-4)式のように書くこともできる。

$$\vec{Q}_i = a \exp(j(\phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2v i \Delta t)) \quad (3-2-4)$$

ここで、第 i 番目の超音波パルスの位相と、第 $i+1$ 番目の超音波パルスの位相の差 $\Delta\phi_i$ を考える。これは、

$$\Delta\phi_i = \arg(\vec{Q}_{i+1} \vec{Q}_i^*) \quad (3-2-5)$$

と推定できるので、(3-2-4)式を代入すると、

$$\begin{aligned}
\Delta\phi_i &= \arg(a^2 \exp(j \frac{2\pi f_0}{c} 2v \Delta t)) \\
&= \frac{2\pi f_0}{c} 2v \Delta t
\end{aligned} \tag{3-2-6}$$

よって流速 v は、次式で求められる.

$$v = \frac{c}{2\pi f_0 \cdot 2\Delta t} \Delta\phi_i = \frac{c}{2\pi f_0 \cdot 2\Delta t} \arg(\vec{Q}_{i+1} \vec{Q}_i^*) \tag{3-2-7}$$

(3-2-7)式のカッコ内は、IQ 信号を使うと、

$$\begin{aligned}
\vec{Q}_{i+1} \vec{Q}_i^* &= (I_{i+1} + jQ_{i+1}) (I_i + jQ_i)^* \\
&= (I_{i+1} + jQ_{i+1}) (I_i - jQ_i) \\
&= I_{i+1}I_i + Q_{i+1}Q_i + j(I_iQ_{i+1} - I_{i+1}Q_i)
\end{aligned} \tag{3-2-8}$$

と書けることより、流速の推定式として

$$v = \frac{c}{2\pi f_0 \cdot 2\Delta t} \arctan\left(\frac{I_iQ_{i+1} - I_{i+1}Q_i}{I_{i+1}I_i + Q_{i+1}Q_i}\right) \tag{3-2-9}$$

CFI では、S/N を向上させるために、連続した超音波 N パルスから得た直交検波出力信号を用いて以下の式で流速を推定している.

$$\begin{aligned}
v &= \frac{c}{2\pi f_0 \cdot 2\Delta t} \arctan\left(\frac{E_U}{E_L}\right) \\
\left\{ \begin{aligned} E_U &= \sum_{i=1}^N I_i Q_{i+1} - I_{i+1} Q_i \\ E_L &= \sum_{i=1}^N I_{i+1} I_i + Q_{i+1} Q_i \end{aligned} \right. \tag{3-2-10}
\end{aligned}$$

3-3 CFI の流速推定アルゴリズムによるせん断波の波面検出

いま、CFI の流速推定アルゴリズムをせん断波により反射体が正弦的に振動している場合に適用する。

せん断波が伝搬して組織が正弦的に変動すると、組織変位 ξ は次式のように表すことができる。

$$\xi = \xi_0 \sin (\omega_b t + \phi_0) \quad (3-3-1)$$

ω_b : 振動角周波数

ϕ_0 : 初期位相

このとき、 i 番目の受信超音波パルスの位相 ϕ_i は、

$$\phi_i = \phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2\xi \quad (3-3-2)$$

直交検波器の出力は、(3-2-3)式と同様に

$$\left\{ \begin{array}{l} I_i = a \cos(\phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2\xi) \\ Q_i = a \sin(\phi_0 + \frac{2\pi f_0}{c} 2\xi) \end{array} \right. \quad (3-3-3)$$

となる。

ここでせん断波の角周波数に対して、下記の条件(周波数条件)が成り立つ場合を考える。

$$\omega_b = \frac{2\pi}{4\Delta t} \quad (3-3-4)$$

つまり、せん断波の周波数であらわすと、

$$f_b = \frac{1}{4\Delta t} \quad (3-3-5)$$

さらに、振動の初期位相として

$$\phi_0 = 0 \quad (3-3-6)$$

が満たされるとする。

上記条件 ((3-3-5)式および(3-3-6)式) は、せん断波の伝搬による組織の変位振動の周期が超音波の4パルスに等しく、かつ初期位相が0の条件であり、これを変位振幅として図に表すと Fig.3-3-1 になる。

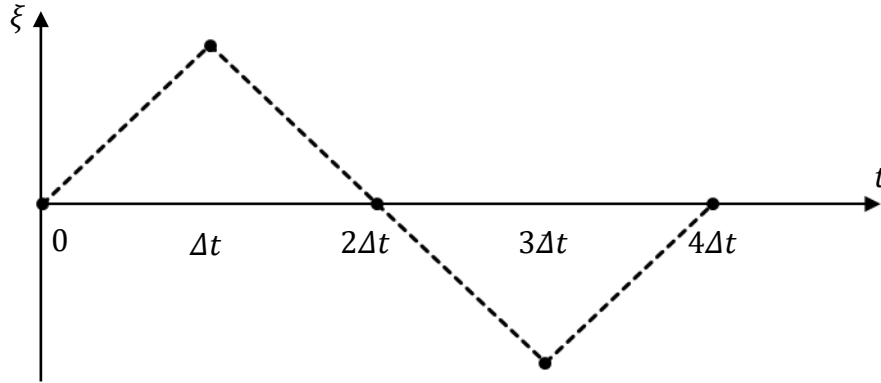


Fig.3-3-1 仮定した変位振幅

Fig.3-3-1 と同じ振動振幅は、せん断波の振動周波数が高く、エイリアジングにより低い周波数に折り返す場合にも生じるが、この時の振動周波数は、 m を整数として、

$$f_b = \frac{1}{2} \left(m + \frac{1}{2} \right) \frac{1}{\Delta t} \quad (3-3-7)$$

として表される。このため、以下の議論は、(3-3-7)式が成り立つ場合にも成立するので、せん断波の周波数として(3-3-7)式が成り立てばよい (CFI でせん断波を映像化するときの周波数条件)。

この時、変位 ξ は

$$\xi = \xi_0 \sin (2\pi f_b i \Delta t) \quad (3-3-8)$$

と表される。この時、直交検波器の出力信号である I,Q 信号は、

$$\left\{ \begin{array}{l} I_i = a \cos\left(\frac{4\pi f_0}{c} \xi\right) \\ Q_i = a \sin\left(\frac{4\pi f_0}{c} \xi\right) \end{array} \right. \quad (3-3-9)$$

となる。

ここで、 $i=0,1,2,3$ について、直交検波器の出力を求めてみると、

i = 0 の場合

$$\begin{cases} I_i = a \\ Q_i = 0 \end{cases} \quad (3-3-10)$$

i = 1 の場合

$$I_i = a \cos\left(\frac{4\pi f_0}{c} \xi_0\right) \quad (3-3-11)$$

ただし λ を超音波の波長とすると,

$$\begin{aligned} \textcircled{1} \quad 0 \leq \xi_0 \leq \frac{\lambda}{8} \text{ の場合} & \quad \begin{cases} I_i \geq 0 \\ Q_i \geq 0 \end{cases} \\ \textcircled{2} \quad \frac{\lambda}{8} \leq \xi_0 \leq \frac{3\lambda}{8} \text{ の場合} & \quad \begin{cases} I_i \leq 0 \\ Q_i \geq 0 \end{cases} \end{aligned} \quad (3-3-12)$$

i = 2 の場合

$$\begin{cases} I_i = a \\ Q_i = 0 \end{cases} \quad (3-3-13)$$

i = 3 の場合

$$I_i = a \cos\left(\frac{4\pi f_0}{c} \xi_0\right) \quad (3-3-14)$$

ただし,

$$\begin{aligned} \textcircled{1} \quad 0 \leq \xi_0 \leq \frac{\lambda}{8} \text{ の場合} & \quad \begin{cases} I_i \geq 0 \\ Q_i \leq 0 \end{cases} \\ \textcircled{2} \quad \frac{\lambda}{8} \leq \xi_0 \leq \frac{3\lambda}{8} \text{ の場合} & \quad \begin{cases} I_i \leq 0 \\ Q_i \leq 0 \end{cases} \end{aligned} \quad (3-3-15)$$

となる.

(3-3-11)-(3-3-15)式の関係ベクトル図であらわすと

① $0 \leq \xi_0 \leq \frac{\lambda}{8}$ の場合

Fig.3-3-2 に示すように、すべてのベクトルは第一象限と第四象限にある。

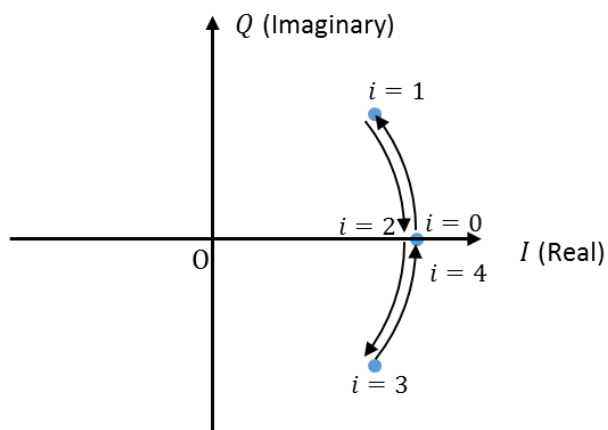


Fig.3-3-2 $0 \leq \xi_0 \leq \frac{\lambda}{8}$ での直交検波器の出力信号

② $\frac{\lambda}{8} \leq \xi_0 \leq \frac{3\lambda}{8}$ の場合

$i=1$ と $i=3$ の時のベクトルは第二象限と第三象限にある。

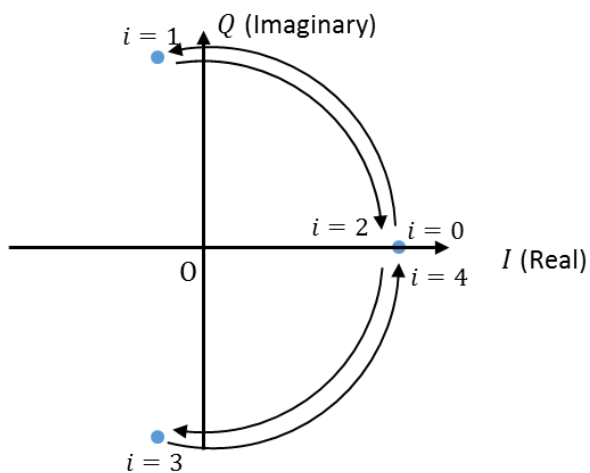


Fig.3-3-3 $\frac{\lambda}{8} \leq \xi_0 \leq \frac{3\lambda}{8}$ での直交検波器の出力信号

これらを Tab.3-3-1 にまとめる.

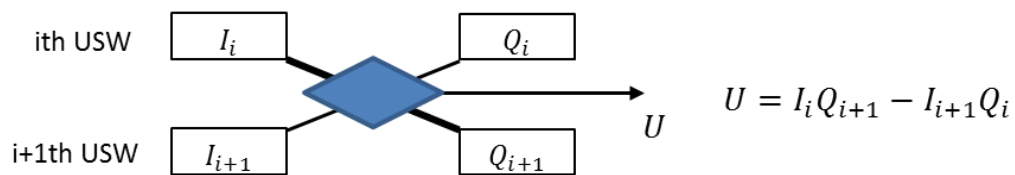
Tab.3-3-1 直交検波器の出力信号

i	I_i	Q_i
0	a	0
1	I_a^*	Q_a (正)
2	a	0
3	I_a^*	$-Q_a$ (負)

$$* \quad 0 \leq \xi_0 \leq \frac{\lambda}{8} \quad \text{のとき} I_a \geq 0, \quad \frac{\lambda}{8} \leq \xi_0 \leq \frac{3\lambda}{8} \quad \text{のとき} I_a \leq 0$$

次に, この IQ 信号のパターンに対して, CFI による速度推定値を求めている. まず, (3-2-10)式で示される, 流速導出アルゴリズムは次の 2 つの基本演算からなる.

基本演算1



基本演算2

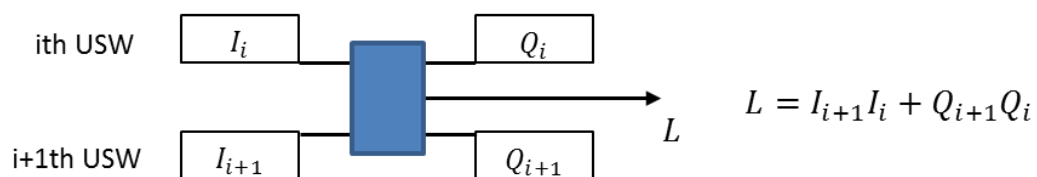


Fig.3-3-4 流速導出の基本演算

ここで超音波パルスの送受信数 $N=11$ の場合に、CFI による流速導出アルゴリズムを図式化すると

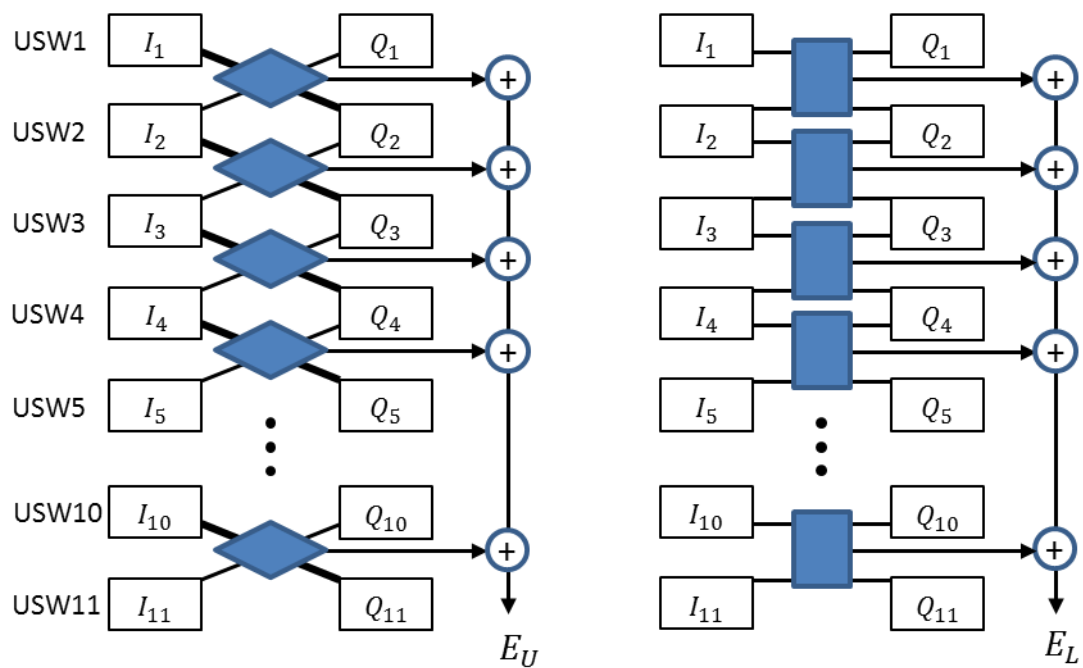


Fig.3-3-5 CFI における流速導出アルゴリズム

(3-3-4),(3-3-6)式の 2 つの条件がともに満たされているとき, CFI における流速推定は Fig.3-3-6 のようになる.

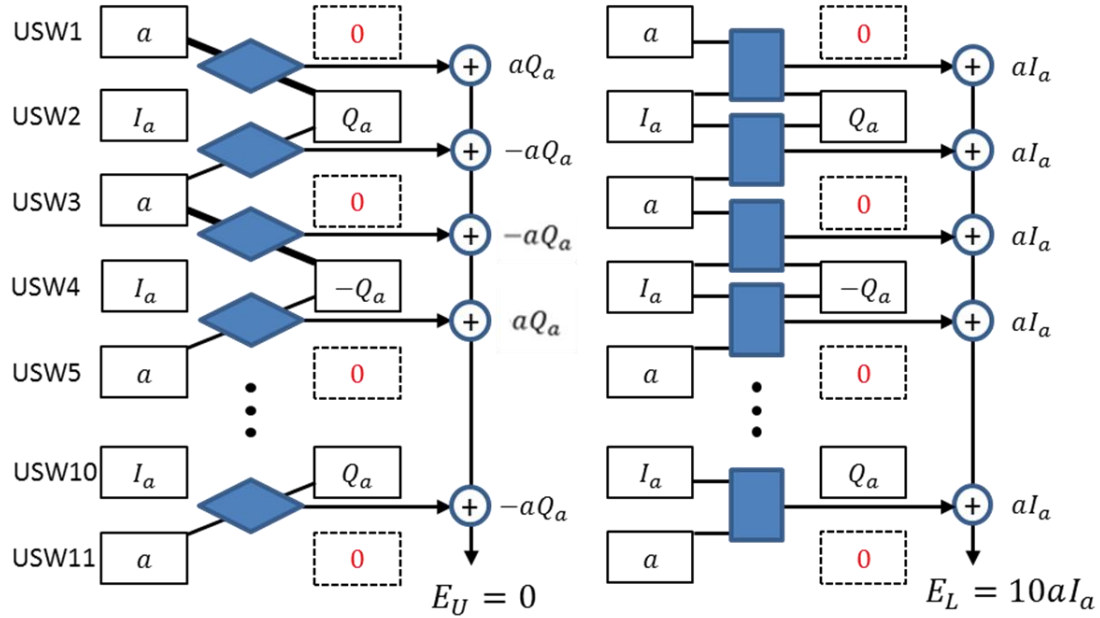


Fig.3-3-6 CFI における流速導出アルゴリズムを使ったせん断波の波面再生

ここで,

$$\begin{cases} 0 \leq \xi_0 \leq \frac{\lambda}{8} \text{ のとき} & E_L \geq 0 \\ \frac{\lambda}{8} \leq \xi_0 \leq \frac{3\lambda}{8} \text{ のとき} & E_L \leq 0 \end{cases}$$

となるが, ともに $E_U=0$ であるので, 実軸を E_L , 虚軸を E_U とするベクトルは, E_L が正の場合は実軸上の正の方向を向くベクトルとなり, 流速推定値は 0 になる. 一方, E_L が負の場合は実軸上の負の方向を向くベクトルとなり, 流速推定値は正の最大値, または負の最大値 (ナイキスト周波数で決まる最大の流速値) になる.

つまり,

- ① E_L が正になる条件 (せん断波による振動振幅が $0 \leq \xi_0 \leq \frac{\lambda}{8}$ の場合)
流速 0 になる.
- ② E_L が負になる条件 (せん断波による振動振幅が $\frac{\lambda}{8} \leq \xi_0 \leq \frac{3\lambda}{8}$ の場合)
振動振幅の位相が 0 度, および 180 度になる位置で CFI 画像には流速最大の部分が現れる.

この条件は, せん断波の振幅により, せん断波による振動位相が 0 または 180 度の時に, 特異なパターンが CFI 画像に現れることを示しており, これを振幅条件と呼ぶ.

せん断波が組織中を伝搬しているとき、CFI 画像の中から上記に示したような特徴ある部分を抽出することにより、せん断波の位相（0 度または 180 度）が推定できることになる。せん断波が等位相になる部分はせん断波の波面を再現することに相当するので、この方法により、CFI 画像からせん断波の波面を再現できることになる。

この方法は、周波数条件（3-3-7 式）が成り立つときに、CFI の推定アルゴリズムが、せん断波の 0 度と 180 度の位相を検出するデジタルフィルタになっていることに着目した、せん断波の映像化法である。横軸を初期位相 ϕ_b 、縦軸を振動振幅 ξ_0 として、以下の条件で、流速推定の数値シミュレーションをおこなった結果を Fig.3-3-7 に示す。

[シミュレーション条件]

超音波中心周波数 f_0	6.5MHz
超音波伝搬速度 c	1500m/s
パルス繰り返し周波数 $1/dt$	365Hz
パルス本数 N	11
加振周波数 f_b	91.25Hz

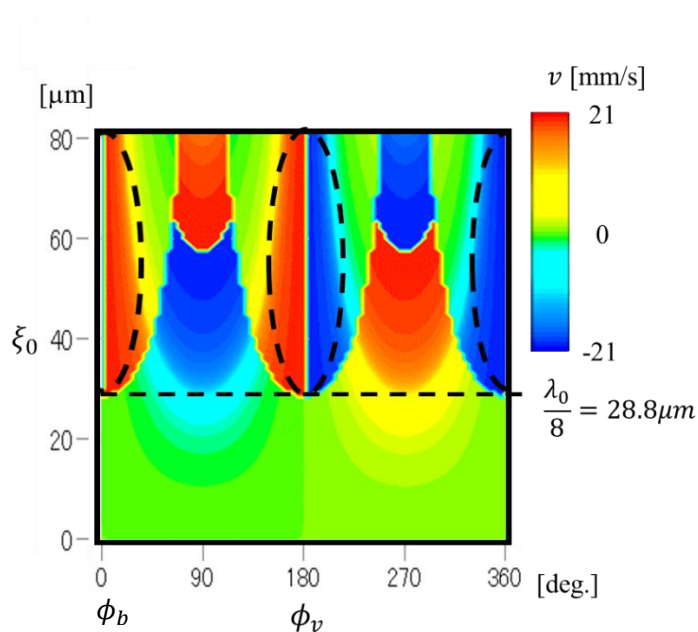


Fig.3-3-7 数値シミュレーション結果

周波数条件は、理論的には（3-3-7）式であらわされるが、実際には、せん断波の周波数がこの条件に近いときでも、流速の最大値または流速 0 の部分が CFI 画像上に現れる。そのため、せん断波の周波数が周波数条件に近いときにも、せん断波の波面が再現できる。

3-4 定量的なせん断波画像の構成法

周波数条件が成立する時，せん断波の位相 0 度および 180 度付近の 2 か所で流速推定値 FVM が最大値または 0 の値を示す．そのため，カラードプラ像のフレームレートによって見えるせん断波の偽りの角周波数を ω_{alias} とすると， FVM は角周波数 $\omega_p = 2\omega_{alias}$ の矩形波となる．ここで，この矩形波の基本波のスペクトラム成分は，フーリエ変換を用いて

$$F_{FVM}(x, z, \omega_p) = \int_0^{T_{CFI}} FVM(x, z, t) \exp(j\omega_p t) dt \quad (3-4-1)$$

と表せる．また，その位相スペクトラム成分 $\theta_{FVM}(x, z)$ は，

$$\theta_{FVM}(x, z) = \arg(F_{FVM}(x, z, \omega_p)) \quad (3-4-2)$$

zx 平面を伝搬する平面波の波数の x 成分 k_x と z 成分 k_z とすると，CFI で観測される波面の位相は，せん断波の位相 ϕ の二倍変化するため， x 方向の単位長さあたりの超音波照射時間遅れ ΔT_p を考慮すると，

$$k_x(x, z) = \frac{1}{2} \frac{\partial \theta_{FVM}(x, z)}{\partial x} + \omega_b \Delta T_p \quad (3-4-3)$$

$$k_z(x, z) = \frac{1}{2} \frac{\partial \theta_{FVM}(x, z)}{\partial z} \quad (3-4-4)$$

また， $|\vec{k}|$ は次式で表される．

$$|\vec{k}| = \sqrt{k_x^2 + k_z^2} = \frac{2\pi}{\lambda} = \frac{2\pi}{\frac{v_b}{f_b}} \quad (3-4-5)$$

よって，せん断波の伝搬速度 v_b は

$$v_b(x, z) = \frac{2\pi f_b}{\sqrt{k_x^2 + k_z^2}} = \frac{2\pi f_b}{\sqrt{\left(\frac{1}{2} \frac{\partial \theta_{FVM}(x, z)}{\partial x} + \omega_b \Delta T_p\right)^2 + \left(\frac{1}{2} \frac{\partial \theta_{FVM}(x, z)}{\partial z}\right)^2}} \quad (3-4-6)$$

3-5 C-SWE 法の問題点と対策

C-SWE 法に用いられるせん断波は連続波であるため、組織内での反射波の影響を受け定在波が発生し、波面の SN が低下する課題がある。Fig3-5-1 は加振周波数 276.5Hz で測定対象を蒟蒻とした時の例だが、定在波によって波面が揺らぎ SN が低下していることがわかる。これを解決するために可変ゲイン Wiener Filter を使用することで、雑音と反射波成分の低減を実現した。

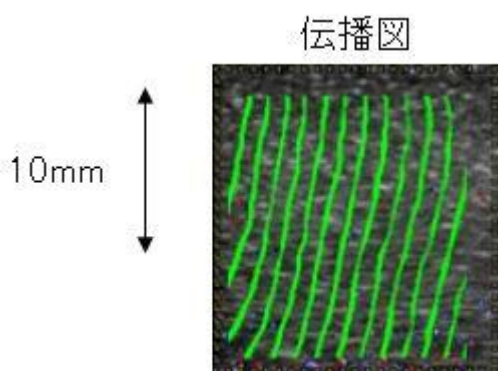


Fig3-5-1. 定在波の影響を受ける伝播図（測定対象 蒟蒻、加振周波数 276.5Hz）

また波源である加振機を生体表面から励起するため、生体組織でのせん断波の減衰が生じるため、深部組織での映像化が難しい課題があった。Fig3-5-2 は加振周波数 276.5Hz で測定対象を半腱様筋とした結果だが、15mm 以下の深い部分の ROI 内でせん断波の伝播の様子が確認できなかった。

ここで減衰係数を α 、密度を ρ 、ずり粘性係数を μ 、せん断波の角周波数を ω とすると減衰係数は以下の式で表され、せん断波の周波数を 3 分の 1 にすると減衰係数は 0.58 倍となり、より深部でのせん断波の減衰を軽減することが可能。

$$\alpha \cong \sqrt{\frac{\rho\omega}{\mu_2}} \quad (3-5-1)$$

また加振源のエネルギーを E 、質量を m 、振動振幅を x とする加振源のエネルギーは以下の式で表されせん断波の周波数を 3 分の 1 にすると同じ振幅を得るのに要するエネルギーが 9 分の 1 となり実質的に振幅値の増加となる。

$$E = \frac{1}{2} m \omega^2 x^2 \quad (3-5-2)$$

よって加振周波数の低周波化によりせん断波の侵入深さの改善を実現した。

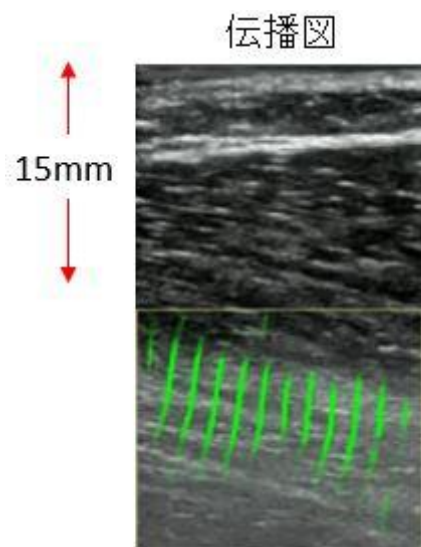


Fig3-5-2. 組織内の減衰影響を受ける伝播図（測定対象 半腱様筋、加振周波数 276.5Hz）

3-5-1 可変ゲイン Wiener Filter の使用

二次元端数ベクトル平面上で観測画像（CFI）のスペクトラムに対する Wiener Filter $W(k_x, k_z)$ は、雑音と元画像が無双感の次式で近似できる。このとき $X(k_x, k_z)$ は観測した画像スペクトラム、 $N(k_x, k_z)$ は雑音のスペクトラムとする。

$$W(k_x, k_z) = \frac{\langle |X(k_x, k_z)|^2 \rangle}{\langle |X(k_x, k_z)|^2 \rangle + \langle |N(k_x, k_z)|^2 \rangle} \quad (3-5-3)$$

雑音のスペクトラム $N(k_x, k_z)$ は、 $D(k_x, k_z)$ を反射波を除くための重み（方向性フィルタ）、 $\text{Max}(\langle |X(k_x, k_z)|^2 \rangle)$ を観測画像のパワースペクトラムの最大値とし、せん断波の反射成分も雑音の一部と仮定し次式で表される、

$$\langle |N(k_x, k_z)|^2 \rangle = D(k_x, k_z) * \text{Max}(\langle |X(k_x, k_z)|^2 \rangle) \quad (3-5-4)$$

この重み $W(k_x, k_z)$ をフィルタとして二次元波数ベクトル平面上で演算することで、波数の値によって重みが変わり、画像の雑音とせん断波の反射波成分を有効に除去できる可変ゲイン Wiener Filter となる。Fig3-5-1-1 は可変ゲイン Wiener Filter を使用時と非使用時との比較で、それぞれスペクトラム、伝播速度、伝播図を表示してある。伝播図、速度図からフィルタ有りの方が SN がよく、せん断波の波面を再現していることがわかる。

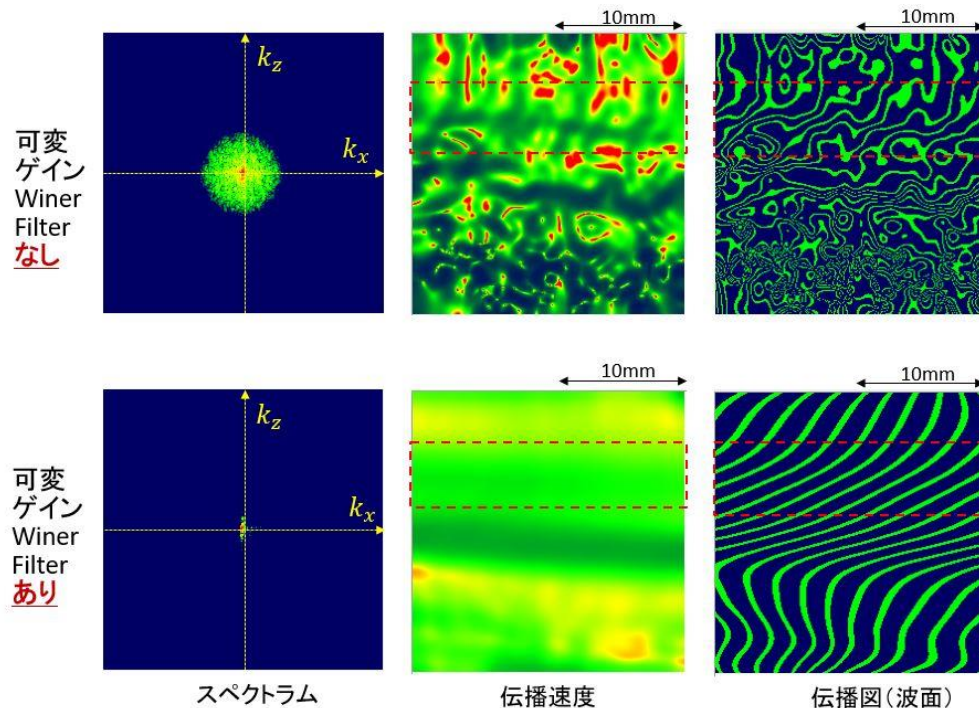


Fig3-5-1-1. 可変ゲイン Wiener Filter を使用時と非使用時の比較

3-5-2 加振周波数の低周波化

Fig3-5-2-1 は半腱様筋を対象として、加振周波数 73.6Hz、245.8Hz を体表から 15mm 程度の箇所と比較したものである。伝播図から低周波加振である 73.6Hz の方が ROI 内でせん断波が一樣に伝播しており、非常に SN が高いことがわかる。

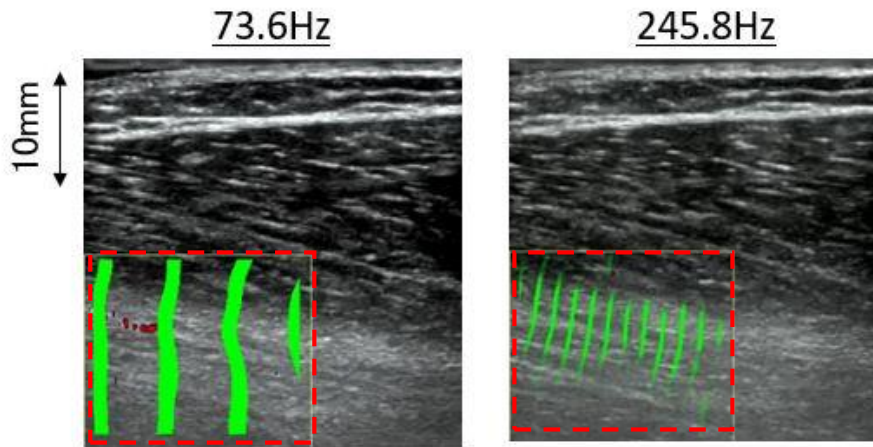


Fig3-5-2-1. 半腱様筋を対象とした加振周波数の違いによる伝播図比較

またせん断波が明瞭に映像化されていることを、数値で評価するために Quality の値を定義した。Quality は N_x : 解析 CFI 幅 N_y : 解析 CFI 高さ、 $A(i,j)$: 座標 (i,j) の振幅推定値 (基本波成分の振幅値) とすると以下の式で表される。

$$Q = \frac{\sum_{j=0}^{N_x} \sum_{i=0}^{N_y} A(i,j)}{N_x N_y} \quad (3-5-3)$$

せん断波の振幅推定量は周波数パワースペクトラムの値を取っており、パワースペクトラムは CFI 画像の各ピクセルに対して時間方向でフーリエ解析を行い、ピークスペクトラムを抽出したものとなる。この Quality の値が高ければ ROI 内で映像化されているせん断波の振幅が大きく、波面が明瞭に確認できたことを表しています。Fig3-5-2-2 は Fig3-5-2-3 の値を Quality で色付けした Quality map での値となる。

また Fig3-5-2-3 は赤枠で囲んだ解析 ROI 内の Quality 値を 5 データとり 73.6Hz を 1 とし正規化した結果となる。これらのデータからも加振周波数 73.6Hz の方が波面の Quality が高く ROI 内でせん断波が明瞭に映像化されていることが分かります。

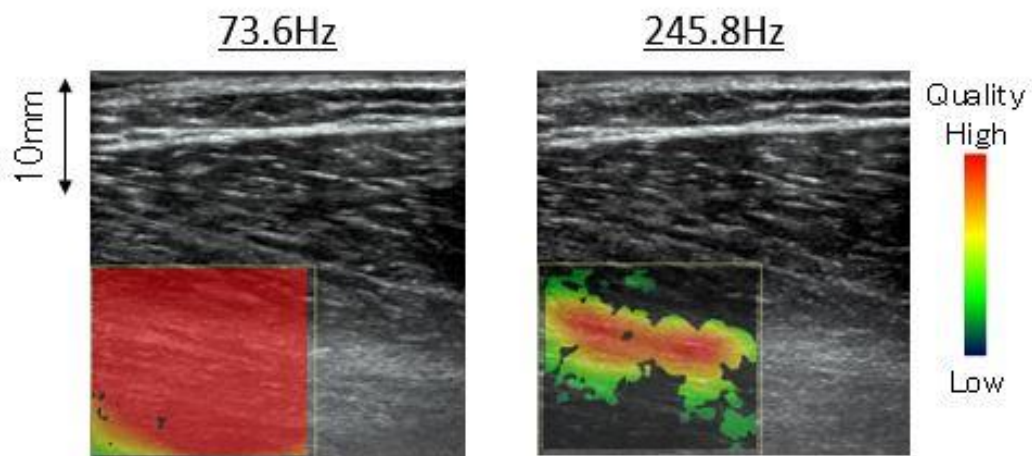


Fig3-5-2-2. 半腱様筋を対象とした加振周波数の違いによる Quality map 比較

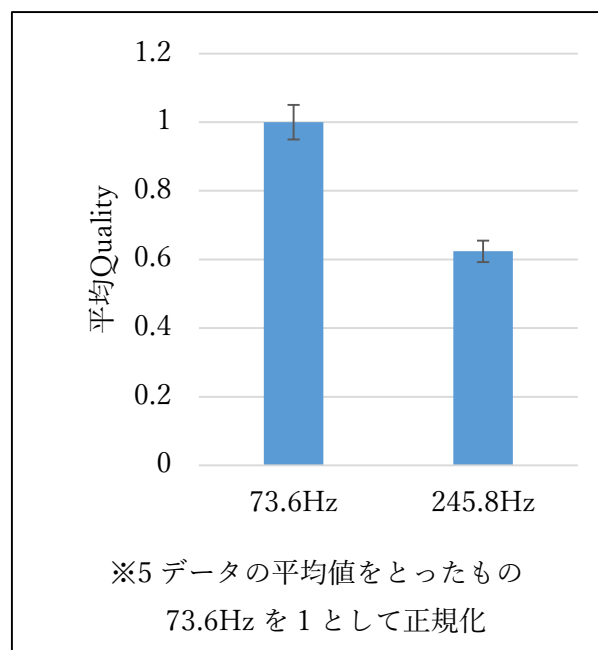


Fig3-5-2-3. 加振周波数の違いによる Quality 値比較

3-6 分解能評価

分解能の評価として, Fig3-6-1 に示すように本来 0.1mm にも満たない筋膜の境目でのせん断波の位相ずれ幅が 0.51mm で影像化されていることを分解能の評価とした. この分解能を達成できたことで, Fig3-6-2 に示すような多くの運動器での活用が可能と考えられる.

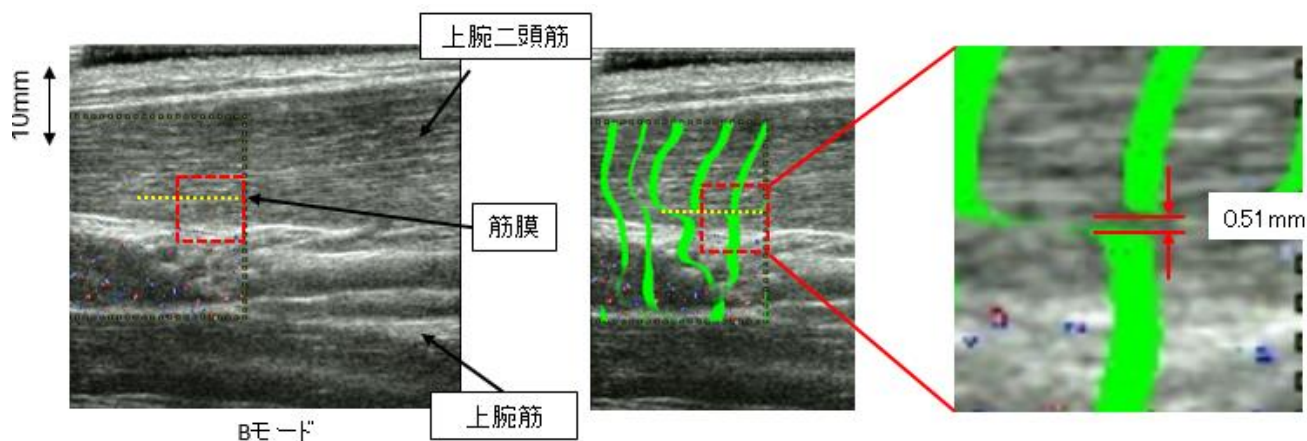


Fig3-6-1. 分解能の評価

適用箇所	目的	分解能	侵入深さ
ファシア(筋膜) ハイドロリリース	痛み治療 頸肩腕障害の治療	1-2mm	10-20mm
アキレス腱などの 腱の硬さ測定	腱のリハビリテーション スポーツ医学、腱診断 高齢者の健康管理	3-5mm	2-10mm
骨格筋(上腕二頭筋)	筋のリハビリテーションマッサージ 骨格筋診断 高齢者の健康管理	10-30mm	2-10mm
ハムストリング		20-30mm	20-30mm

Fig3-6-2. 運動器に対する必要分解能

第4章 C-SWE 法の構築

4-1 C-SWE 法構築の概要と特徴

C-SWE 法を構築するに当たり、大きく 4 つの物を構築する必要がある。

まず 1 つ目が加振システムの構築である。C-SWE 法ではせん断波を生体表面から励起する必要がある。そのため第三章で示した映像化条件にある振幅条件、周波数条件を満たすせん断波を発生させる加振源、それに対応する発振器などの構築が必要である。2 つ目は測定技術の構築である。C-SWE の特徴として加振源がプローブと離れており、正確な速度、再現性向上のために測定方法の構築を行う必要がある。3 つ目はエコー装置最適条件の探索である。C-SWE 法を汎用なエコー装置に適用させるには、エコー装置側の設定を C-SWE 法用に設定する必要がある。このとき重要になるのが SN の良いせん断波を観測可能な状態にするためにエコー装置設定の最適化を行う必要がある。最後にエコー装置側から得られた CFI 画像をリアルタイムで解析し、伝播図や速度図などの情報を構築し表示するソフトの開発が必要となる。以上の 4 つの項目を構築することで、C-SWE 法の構築は完了となる。

また C-SWE 法の特徴として、せん断波の振動振幅は 0.1mm 程度であり安全性が非常に高く、第二章で示した従来法である SWE 法に比べ振動振幅が大きい。単一周波数での加振であるため、狭帯域 Filter を導入することで S/N の向上が見込める。またせん断波伝播の様子を同画像で可視化

4-2 加振システムの構築

第3章で示した周波数条件と振幅条件を満たす連続的な振動を加振器により加える。これまでの加振器は、市販の電動歯ブラシ（Panasonic, doltz EW-DL22）を制御回路で改造したものを使用し、重さは85g、励起可能な加振周波数は200～300Hz程度である。今回従来型で課題のあった、小型軽量化とこれまで使用した200～300Hzの約3分の1程度の出力を可能にするため、今回オーディオエキサイタ（PUI Audio, ASX04004-R）を用いた小型加振機を使用した。重さは30gと従来のものと比べて軽く、生体に貼り付けることも可能なため検者の測定の実便性向上し、励起可能な加振周波数は約60～300Hzとこれまでよりも低周波でのせん断波励起が可能となった。また小型加振機を動作させるための電源ドライバを用いることで、PCからのUSB電力供給が可能であり、最大出力は約3.5Vで振動振幅が約400 μ mであるためせん断波の振幅条件を満たしている。電源ドライブ内にはPSoC ICを使用しており、クロックを用いた分周回路のプログラムを組み込むことで任意の加振周波数を出力することができる。

	従来型加振機	小型加振機
重量	85 g	30g
加振周波数	約 200～300Hz	約 60～300Hz

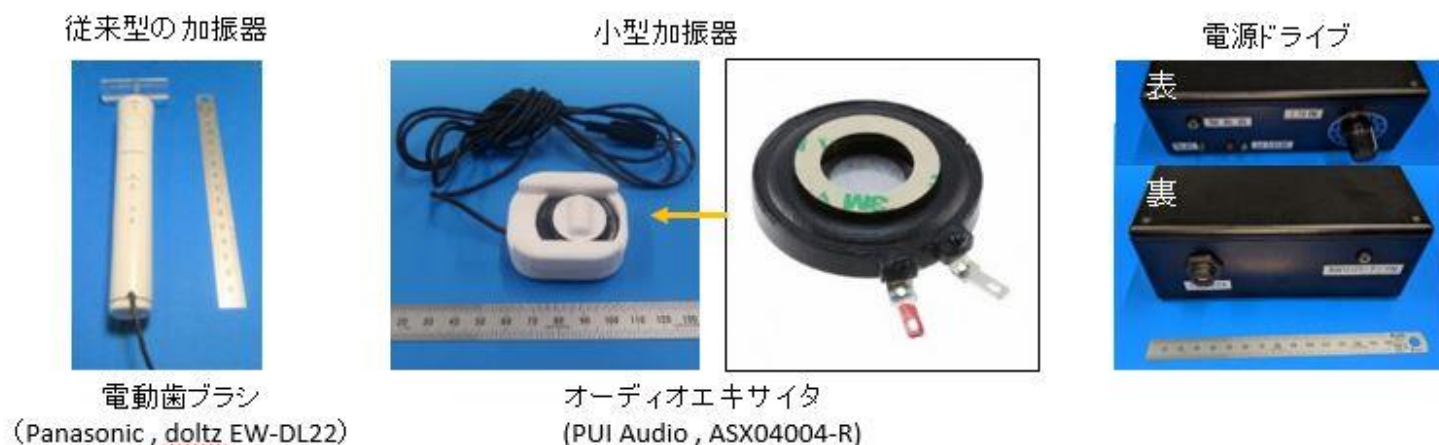


Fig4-2-1. 加振機の比較と電源ドライブ

4-3 測定技術の構築

C-SWE 法では測定における定量性,再現性向上のために,測定誤差要因に対しての対策手法を導入した.

4-3-1 プローブ位置・角度変化に対する対策

誤差要因としてプローブの位置・角度の変化がある.プローブの変化により B モードの位置が変化すると Fig4-3-1-1 でも示す用に伝播図の変化に大きく影響する.プローブの位置・角度による B モードの再現性を確保するために任意時点の B モード画像を画面上に参照画像として表示される機能を付加し参照画像と現時点での B モード画像を比較することでプローブ位置の再現性を高めた. Fig4-3-1-2 のように測定位置 (プローブ) の再現性得るために包帯テープでプローブ位置を固定し,また加振機を最適位置で固定することにより伝播図の再現性も高めた.

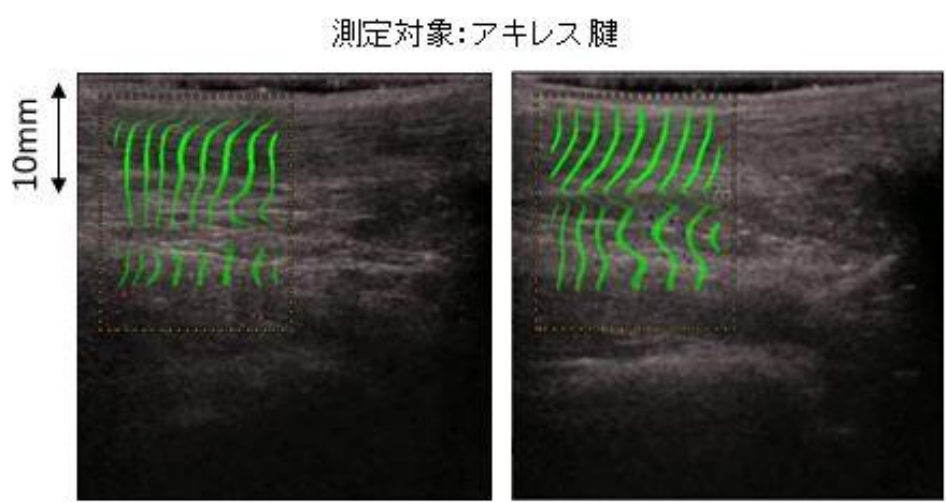


Fig4-3-1-1. B モードの変化による伝播図への影響

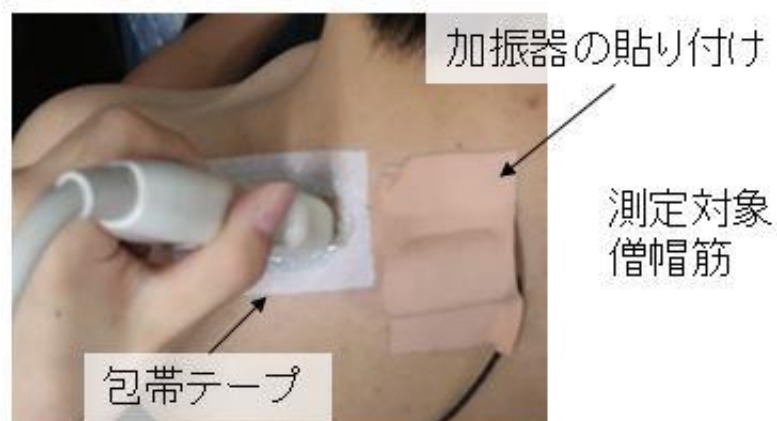


Fig4-3-1-2. 僧帽筋でのプローブ位置,加振器の固定

4-3-2 組織の異方性による速度推定誤差への対策

更にせん断波は生体内で 3 次元的な複雑な伝播をしているため, Fig 4-3-2-1 に示すように組織の異方性による速度推定時の誤差要因となる.

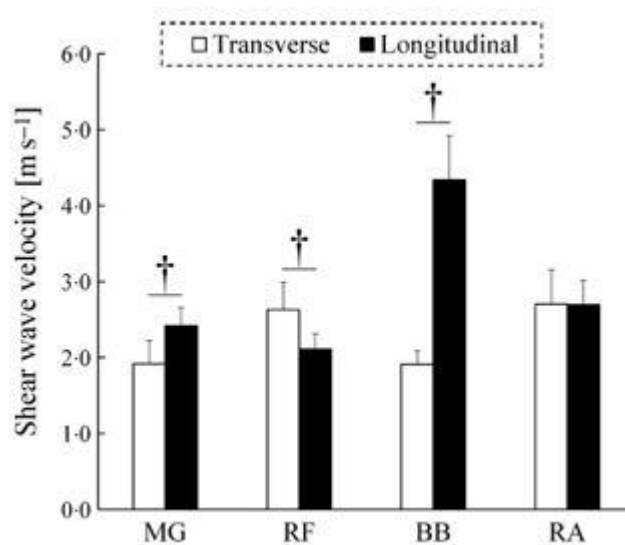


Fig4-3-2-1. Tissue elasticity of the medial gastrocnemius (MG), rectus femoris (RF), short head of the biceps brachii (BB) and rectus abdominis (RA) measured in the transverse and longitudinal planes. The mean elasticities obtained from the measurements from 31 subjects are presented as shear wave velocity. $p < 0.05$, significant difference between image planes.

筋肉に対してせん断波が平面波で伝播することが必要であり,せん断波の平面波での伝播,一様性の評価のために SWDI (shear wave propagation direction index) を導入した.SWDI は式 (4-3-2-2) で表され

$$Error = \frac{1}{MN} (\sum_{i=0}^M \sum_{j=0}^N |\theta^3[i,j]|) / 800.0 \quad (4-3-2-1)$$

$$SWDI = 100 - Error \quad (4-3-2-2)$$

ただし、

M : x 方向のピクセル数

N : z 方向のピクセル数

θ は左から右に伝播する場合を 0° とする。

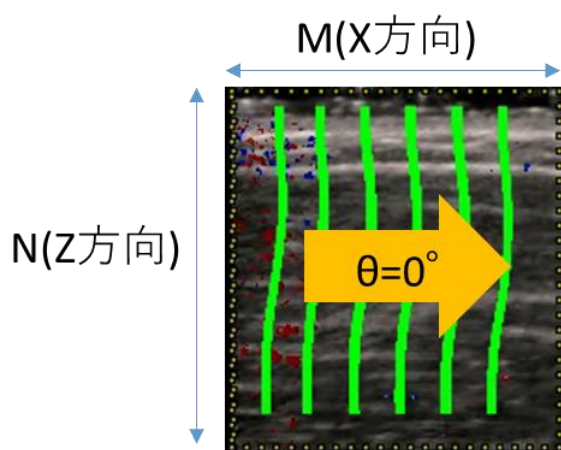


Fig4-3-2-2. θ の基準

僧帽筋を測定対象としてランダムに 30 回測定を行った際の散布図を Fig4-3-2-3 に示す。

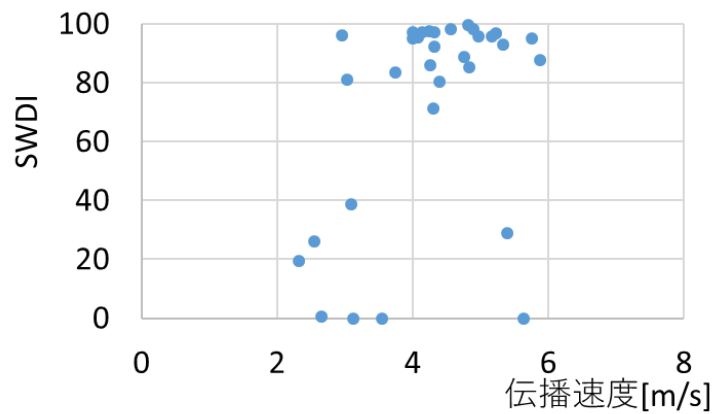


Fig4-3-2-3. ランダムに 3 回測定を行った際の SWDI と伝播速度の関係

この散布図を基にある SWDI 以上のデータを選択した場合の変動係数をグラフ化したデータを Fig4-3-2-4 に示す。

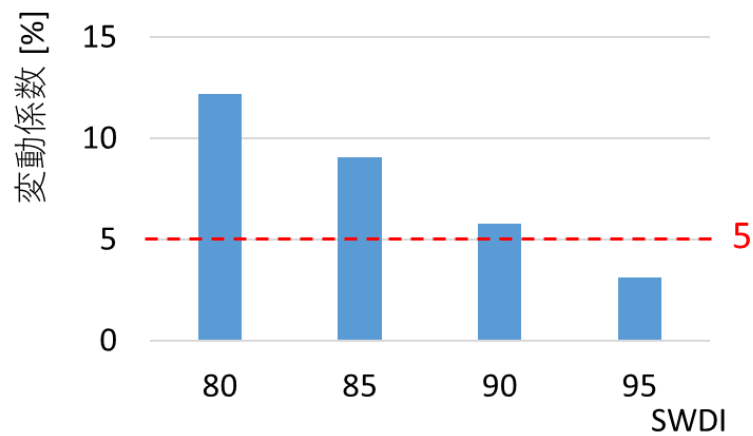


Fig4-3-2-4. 変動係数と SWDI の関係

Fig4-3-2-4 より SWDI が 95 点以上のデータを選択した場合、変動係数が 5%以内に収めることが可能であると推察された。

4-4 エコー装置最適化条件の探索

C-SWE 法を適用させるためには超音波装置の設定を変更し,最適な条件を探索する必要がある.条件出しの手順としてエコー装置側の設定と加振周波数をエコー装置側に同期させる設定の 2 つがあり,初めにエコー装置側の設定を行う.

4-4-1 エコー装置の最適化

エコー装置の設定として重要なものが,PRF (超音波の繰り返し周波数) の設定である.第 3 章で示した周波数条件から,PRF の 4 分の 1 が実際に励起するせん断波の加振周波数となるため,約 280~500Hz 程度を目安に設定する.PRF を設定するにあたり,CFI (カラーフローイメージング) モードの設定を変更する必要がある.主なパラメータとして,流速表示範囲,流 ROI(速推定領域)サイズ,ゲイン設定などが挙げられる.

流速表示範囲は CFI で表示する流速値の最大値と最小値を決めるもので,この値を変更することで PRF が大きく変わる.

ROI は C-SWE 法でせん断波波面を表示できる範囲を決めるものであり,範囲の変更により PRF の値にも影響があるため,PRF を設定したらサイズの固定をする.またエコー装置の中には ROI 位置の変更によって PRF に違いがあることや,ブロックノイズの本数に違いがあるため注意が必要である.ROI 位置により違いが出た場合は再設定が必要である.

ゲインはエコー装置の画像全体の信号レベルを変化させるものであり,ゲインが高いとノイズが出現し,低いと映像化されず情報の欠落が起こる.C-SWE 法は偽りの 0 または正か負の流速値を出現させてせん断波波面を構築するため,ゲインをなるべく高く設定し,波面の出現を行いやすい条件にする.

またエコー装置には装置毎に固有の MTI Filter や Wall Filter などの画像処理が設定されており,本来の用途である血流計測時にノイズ落としとして機能している.しかし C-SWE 法ではせん断波を雑音とみなして落とししますため,これらの機能を OFF にし,ベーシックな血流計測画像を取得する必要がある.

4-4-2 加振周波数の最適化

エコー装置の設定の最適化を行った後に一様なファントムを用いて条件だしのために測定を行った (Fig4-4-2-1), 加振周波数は PRF の 4 分の 1 の値が理論値であるため理論値付近から ROI 内のせん断波波面が一応に伝播する加振周波数の最適化を行う.



Fig4-4-2-1. 条件だしの様子

まず波面の SN の評価が必要であり, Fig4-4-2-2 に示すような SN の悪い場合は加振周波数の再設定を行う. 加振周波数の変更を行ってもせん断波が安定しない場合, PRF を設定し直す必要があるため, エコー装置の設定を再度行う.

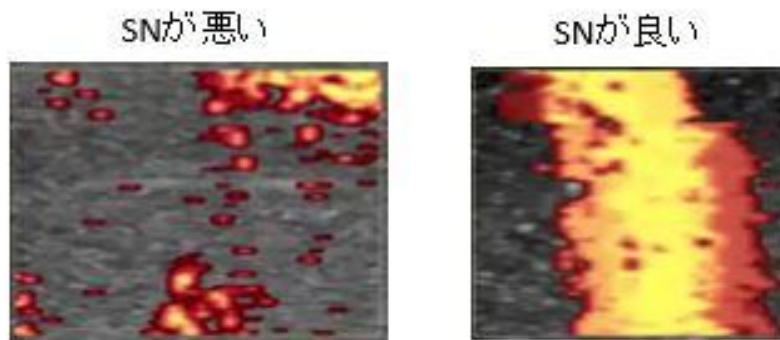


Fig4-4-2-2. せん断波 SN 条件の比較

波面の SN が十分であった場合,ブロックノイズを確認する.ブロックノイズとは超音波送波の時間遅れによるせん断波の位相遅れにより,CFI 上で波面が途切れる現象である.ブロックノイズが 1,2 箇所の場合はソフトで補正を行うことができるが,3 箇所以上,もしくは ROI 位置の変更により ROI 内のブロックノイズの座標が変わる場合は,補正することが困難なため,再度条件だしを行う必要がある.

ROI の移動により波面が回転している場合があるため,加振機の位置変更で波面が安定しない場合再度条件だしの必要がある.

最後に加振周波数の小数点第一位の値を変化させて FR の調整し,波面の速度,向きの調整を行う.波面の速度は 1 秒間に約 2 周期の速度,波面の向きは加振機側からの波面の流れに設定した.

以上の条件をエコー装置の設定と加振周波数の条件を満たしたものを最適な条件とした.

4-5 測定ソフトの構築

エコー装置、加振周波数の設定後、エコー装置画面から CFI 動画像を得ることができる。これを測定ソフトによって画像処理用 PC に取り込み解析を行うことで、伝播図や速度図といった情報を得ることができる。エコー装置の動画像を PC に取り込むために、Fig4-5-1 に示したコンバータキャプチャーユニット DVI2USB 3.0 (epiphan)を使用した。



Fig5-4-1. コンバータキャプチャーユニット DVI2USB 3.0 (epiphan)

4-5-1 表示に必要なパラメータ設定

PC で解析を行う前に、エコー装置画像の取り込む範囲を決める必要がある。エコー装置の画面上には B モード上の CFI だけでなく、解析には不要な細かい設定値などがある。解析時間の短縮のためにも必要な部分を切り取る必要がある。主に必要な取得範囲は Fig4-5-1-1 に示すように、CFI の範囲、B モードの範囲、解析 ROI のサイズの三箇所である。またエコー装置の中で映像装置の画像サイズが大きい又は、小さい場合は拡大縮小を行った。

また解析を行うために解析位置を ROI の箇所に合わせる必要があり、B モード範囲の左上のピクセルから画像の RGB 値での索敵を行い ROI の位置で条件を満たし、終了するプログラムを使用した。

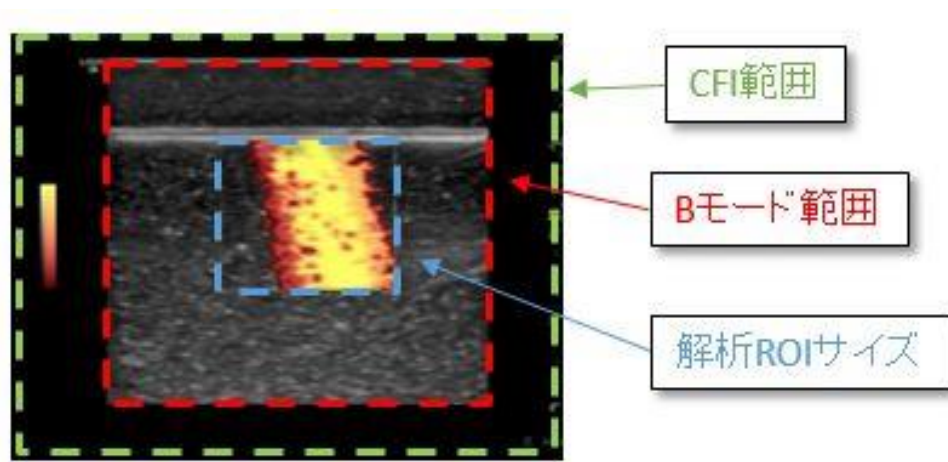


Fig4-5-1-1. 測定ソフト取得領域

4-5-2 解析に必要なパラメータ設定

次に測定ソフト内の解析に必要なパラメータの設定を行った.まず速度推定に必要なパラメータとして,PRF,加振周波数,画像のピクセルサイズを実測値に合わせる,位相データを得るために画像をせん断波として認識する CFI の RGB 値設定などがある.

また 4-4-2 で記述したようにエコーでは,横方向に同時に超音波を送信しているのではなく,ある時間遅れをもって超音波を横方向に走査し,2次元画像を得ている.このためせん断波の映像では時間遅れによるブロックノイズに対して,時間遅れを補正する位相補正の処理を行う必要がある.位相補正の手順として,まず元々の位相データから直接位相補正を行うと,Wrap round を考慮する必要がある,Wrap round を考慮しなくて良い位相データを作成した. i 番目と $i+1$ 番目の位相差を $\Delta\varphi_i$ とすると

$$\Delta\varphi_i = \varphi_{i+1} - \varphi_i = \tan^{-1}(I_{i+1} * I_i^*) \quad (4-5-2-1)$$

位相データは(4-5-2-2)で表され

$$I_i = R_{ei} + jI_{mi} \quad (4-5-2-2)$$

$$I_i^* = R_{ei} - jI_{mi} \quad (4-5-2-3)$$

$I_{i+1} * I_i^*$ は $I_i = |I_i| \exp(j\varphi_i)$ とすると (4-5-2-4) で表される

$$\begin{aligned} I_{i+1} * I_i^* &= |I_i| |I_{i+1}| \exp(j(\varphi_{i+1} - \varphi_i)) \\ &= (R_{ei} + jI_{mi}) * (R_{ei+1} + jI_{mi+1}) \\ &= \left(\frac{R_{ei+1}R_{ei} + I_{mi+1}I_{mi}}{NewR_{ei}} \right) + \left(\frac{R_{ei+1}I_{mi+1} - R_{ei+1}I_{mi}}{NewI_{mi}} \right) \end{aligned} \quad (4-5-2-4)$$

よって $\Delta\varphi_i$ は(4-5-2-5)となる.

$$\Delta\varphi_i = \tan^{-1}\left(\frac{NewI_{mi}}{NewR_{ei}}\right) \quad (4-5-2-5)$$

Wrap round を考慮しなくていい位相データ φ_N は(4-5-2-6)で表される.

$$\varphi_i = \sum_{i=0}^N \Delta\varphi_i \quad (4-5-2-6)$$

次に最小二乗法で一次関数を推定する.使用するデータの範囲を決定する.位相の時間遅れの座標を X_{div} とし,データ数を $range$ とすると,Fig4-5-2-1 の用に f_1, f_2 の一次関数が得られる.

位相の切れ目 $X_{div} = 100$
 データ数 $range = 10$
 $x < X_{div}$ 側の切片を求める際のデータの終点 $pix1en = X_{div} - 1$
 $x < X_{div}$ 側の切片を求める際のデータの始点 $pix1st = pix1en - range = X_{div} - 11$
 $x > X_{div}$ 側の切片を求める際のデータの始点 $pix2st = X_{div} + 1$
 $x > X_{div}$ 側の切片を求める際のデータの終点 $pix2en = pix2st + range = X_{div} + 11$

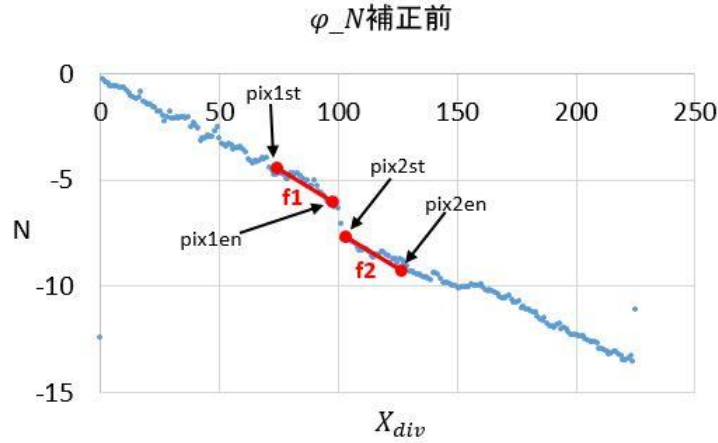


Fig4-5-2-1. 一次関数の推定

$f(x) = ax + b$ の a と b は(4-5-2-7)で求められる.

$$a = \frac{n \sum_{k=1}^n x_k y_k - \sum_{k=1}^n x_k \sum_{k=1}^n y_k}{n \sum_{k=1}^n x_k^2 - (\sum_{k=1}^n x_k)^2} \quad (4-5-2-7)$$

$$b = \frac{\sum_{k=1}^n x_k^2 \sum_{k=1}^n y_k - \sum_{k=1}^n x_k y_k \sum_{k=1}^n x_k}{n \sum_{k=1}^n x_k^2 - (\sum_{k=1}^n x_k)^2}$$

これにより,位相差 θ を求めることができる.

$$\theta = f_1(X_{div}) - f_2(X_{div}) \quad (4-5-2-8)$$

補正部分である X_{div} の範囲を超えたとき,求めた θ を位相データに代入することで,位相補正を行うことができた.Fig4-5-2-2は速度図での位相補正前と補正後の比較であり,補正後の位相遅れにより速度図が途切れることなく,一様なマップを構築することができた.

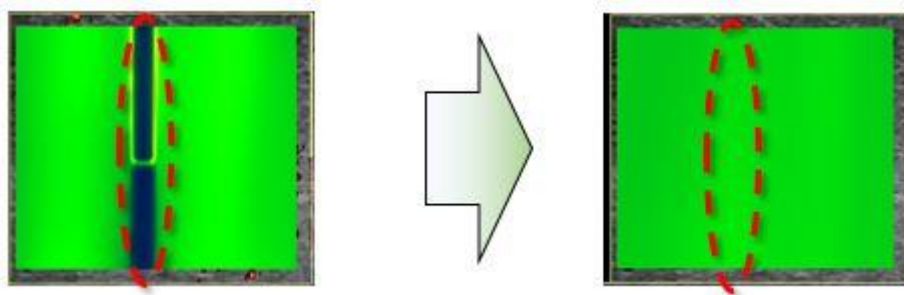


Fig4-5-2-2. 速度図での位相補正結果

次に伝播速度を算出する際に共通の硬さに応じた伝播速度の指標がないため、基準となる SWE に合わせる速度校正が必要となる。まず複数の硬さの異なる一様なファントムを用いて SWE で測定を行った。次に C-SWE 法で同様のファントムで測定を行い、C-SWE 法での結果が基準となる SWE と同じ伝播速度になるように近似曲線を用いて速度校正を行った。

また用途ごとにフィルタの強度を変更し、フィルタを弱くすることで高分解能化を図り、伝播図から細かな弾性構造の可視化を行うことが可能である。またフィルタを強く設定することでノイズが強くなりより安定的に弾性速度を計測することが可能である。

その他に速度図や伝播図などのマップの色付けや、ROI 内の解析範囲を指定することで、見たい部分の伝播速度を計測する機能を構築することなどが挙げられる。

4-5-3 エコー装置ごとの設定

使用するエコー装置毎に特徴があり,そのエコー装置にあった測定ソフトの設定を行う必要がある.これまでであった事例を示す.

1 つ目として元画像のデータ量が多いため,解析に時間が掛かる問題があった.これを解決するために取得データを飛び飛びにすることで,取得データ量を半分にし,隣あったピクセルでの位相データは同じものとして解析する方法を取った.また隣あったピクセルでは位相データは連続であるため解析に影響はない.

2 つ目はエコー装置のスペック上,常に SN 確保できない問題により,CFI 上でせん断波が伝わっていない部分を波面の特異的な評価として用いてしまう課題があった.これを解決するために第三章で用いたクオリティを解析画像に使用した.波面のクオリティ値によってせん断波の表示輝度を変更することで,視覚的に低い SN の箇所を評価箇所から除外することを可能にした.Fig4-5-3-1 は伝播図をクオリティによって色付けした結果であり,振幅の低い部分で波面の輝度が低下していることがわかる.

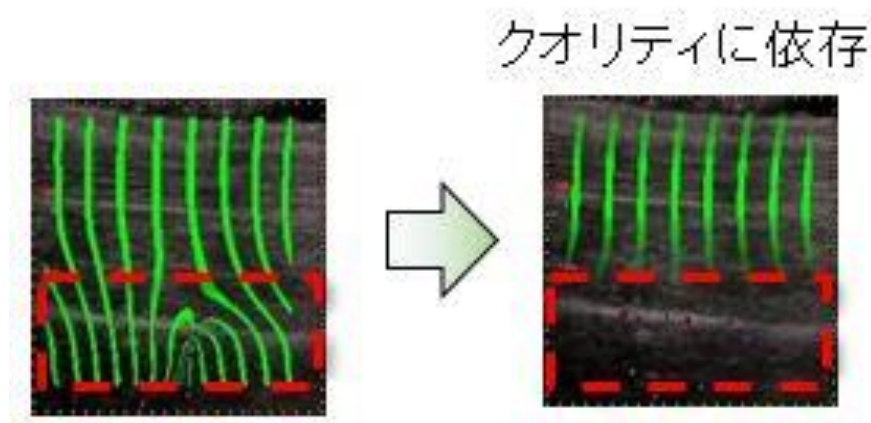


Fig4-5-3-1. クオリティによる伝播図表示

これまでに適応したエコー装置は,EUB8500(日立), Logiq7 (GE), LogiqS8 (GE), SONIMAGE HS1(コニカミノルタ), edge (SonoSite), ACUSON S3000 (Siemens)が挙げられる.

第5章 エコーガイド下ファシア・ハイドロリリースへの適用

5-1 エコーガイド下ファシア・ハイドロリリースとは

エコーガイド下ファシア・ハイドロリリースとは疼痛治療の新しい方法として、注目され、エコーガイド下に主に生理食塩水を用いてファシア（線維性結合組織※Fig5-1-1）をリリース（剥離・緩める）する新しい治療手技である。これにより、注射直後より鎮痛効果と血流改善効果、軟部組織の柔軟性の改善が見られる。しかし、その作用機序については未だに不明な点も多い。Bモード下で行っていたエコーガイド下ファシア・ハイドロリリースに対して連続せん断波エラストグラフィ（Continuous SWE）を用いて、筋組織の弾性特性の変化を逐次観測し、ファシアリリースによる筋組織位の変化を客観的に評価した。

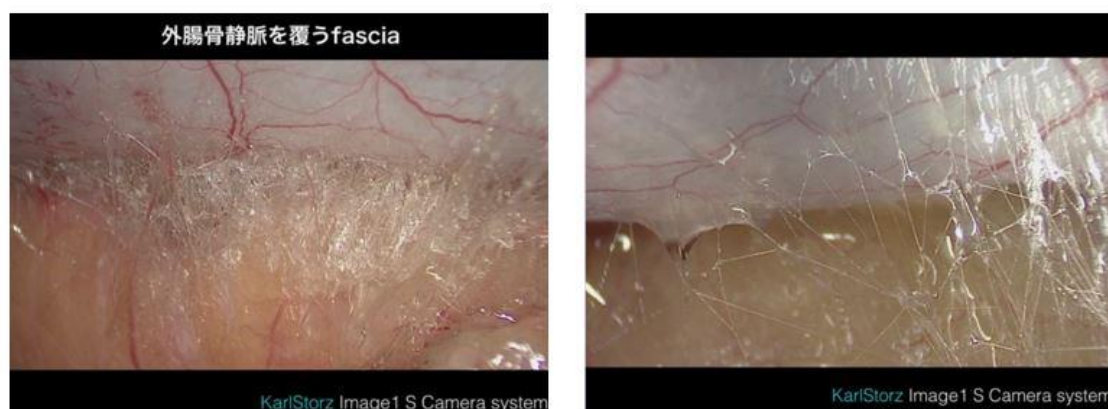


Fig5-1-1. 高精細内視鏡で観測した外腸骨整脈を覆う fascia



Fig5-1-2. エコーガイド下ファシア・ハイドロリリース

5-2 予備実験

ファッシアイドロリリースを生体で行う前に、予備実験として豚バラ肉での筋組織をリリースする実験を行った。

5-2-1 実験方法

加振周波数を 76Hz として、豚バラ肉を対象としてファシア・イドロリリースの予備実験を行った。Fig5-2-1-1 のようにプローブ、加振機共に固定し実験を行った。

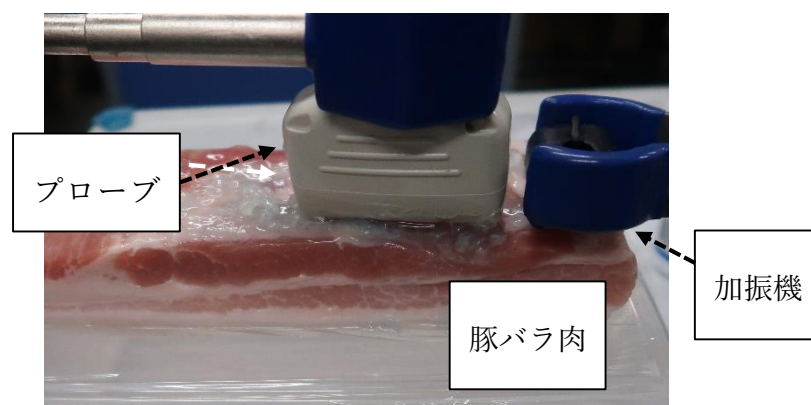


Fig5-2-1-1. 予備実験様子

初めに測定対象をそのまま計測した後、筋膜内に生理食塩水が入るように注射をした。B モードで生理食塩水が筋組織内に注射されているのを確認し、その後約 2 分間の測定を行った

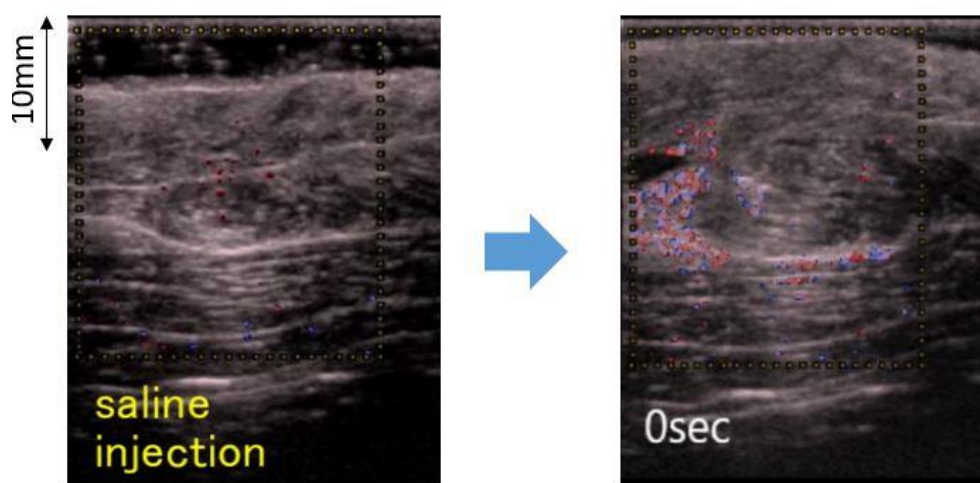


Fig5-2-1-2. 生理食塩水注入様子

5-2-2 実験結果

伝播図の評価として、生理食塩水を加える前に比べ加えた 60 秒後の波面間隔が短くなっていることから、生理食塩水を加える組織が柔らかくなっていることがわかる。

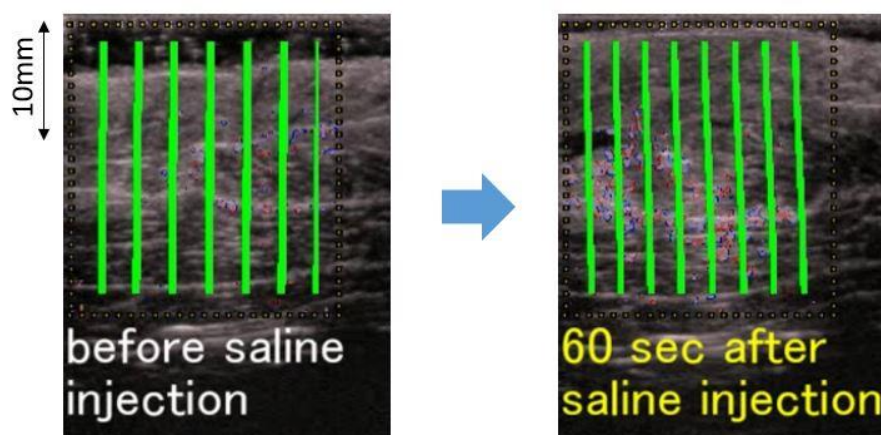


Fig5-2-2-1. 伝播図の変化

また速度図から生理食塩水注入前では ROI 内のせん断波伝播速度が約 3.3m/s だったのに対して、生理食塩水注入後では 2.68m/s となった。せん断波伝播速度が低下しているため、組織が柔らかくなっていることがわかる。

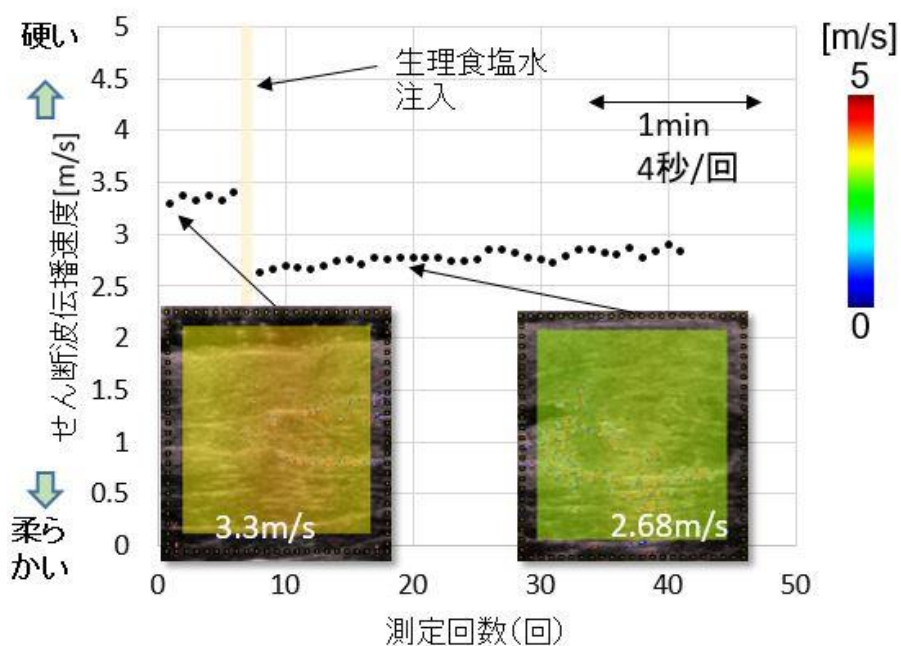


Fig5-2-2-2. 速度図の変化

5-3 In vivo 評価結果

加振周波数を 72.5Hz として測定対象を僧帽筋で観測を行った。Fig5-4-1 に示したように、測定の様子として小型加振機を被験者に貼り付けて行った。またエコー装置は Sono Site 社製の Edge を使用した。

5-3-1 測定プロトコル

測定開始後 B モードで位置を確認し、針を挿入する。そこから 1 測定 4 秒で 1 分間の測定を行い伝播図と速度図を取得し、筋組織の変化を観察する。また針挿入時被験者の筋組織が収縮反応を示す局所単収縮反応が見られた場合を、被験者に対して治療有効性があったと考えた。その後生理食塩水を患部に注射し、2 分間の測定を行い同様に筋組織の変化を確認する。伝播図から弾性構造、速度図から弾性評価を行った。

5-3-2 局所単収縮反応が観測された結果

伝播図の評価として針注射前、注射直後、注射から 40 秒後の結果の後、生理食塩水を加えた直後から 15 秒後、80 秒後までの結果を Fig5-3-2-1 に示した。

針注射前には約 2.95m/s だった速度が、針注射後徐々に伝播図の波面間隔が短くなっていることが観測された。またこのときの測定の際に、被検者の筋肉が一時的に収縮する、局所単収縮反応が観測された。

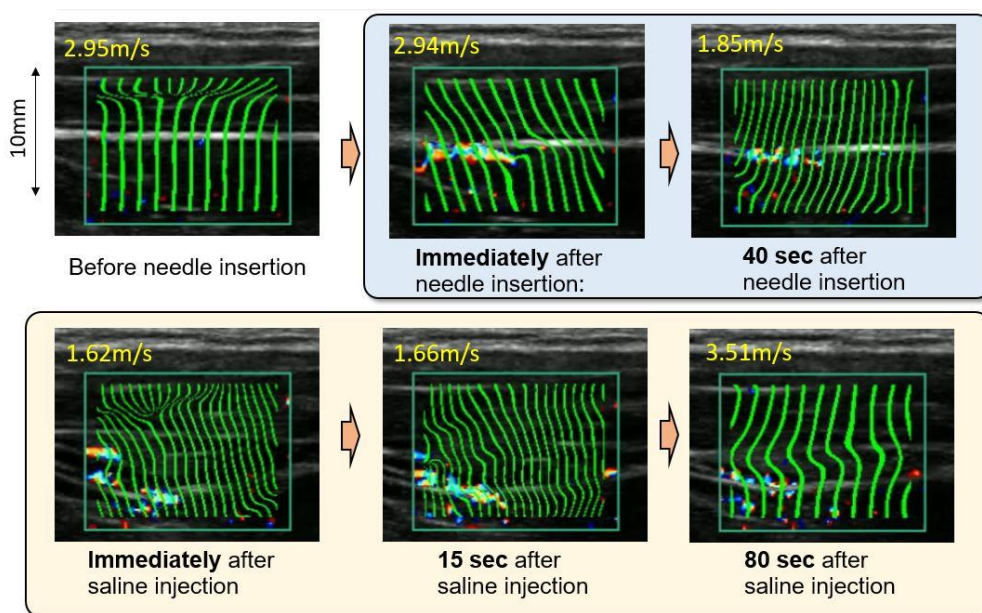
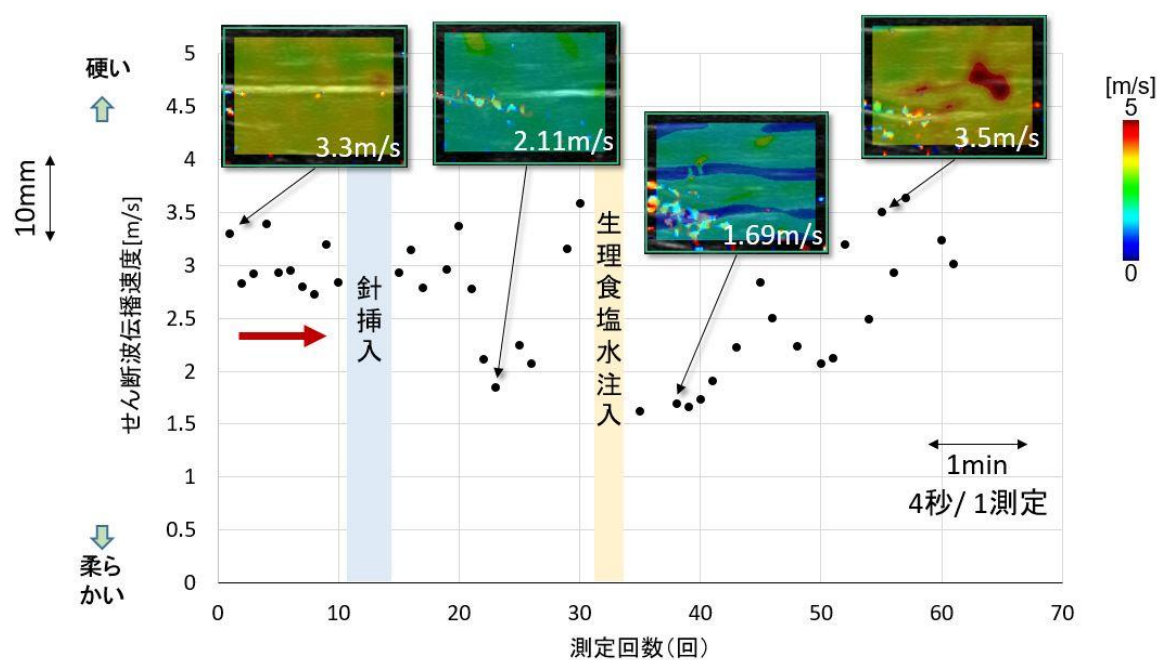


Fig5-3-2-1. Observation of Ultrasound-guided Fascia Hydro-release

速度図の評価として針挿入前約 3.3m/s だったのに対して、針挿入後徐々に速度が低下し最低で 2.11m/s まで変化した。次に生理食塩水を注入後は直後から速度が低下し最低で 1.67m/s を観測した。速度が低下した後徐々に元の速度に戻っていることが確認された。



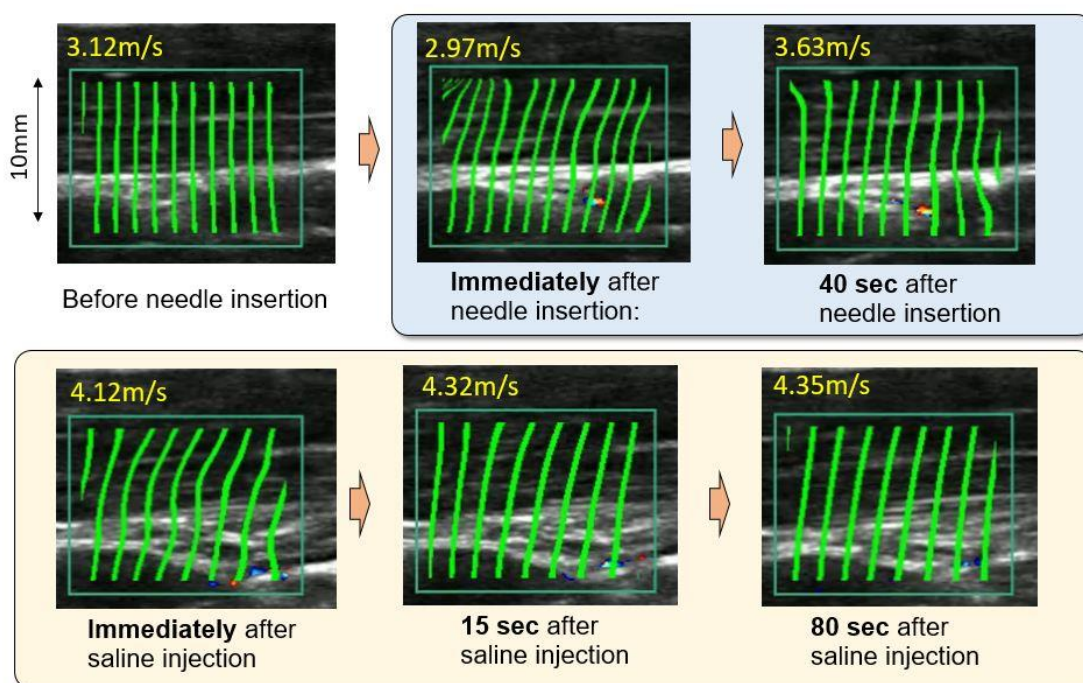
※局所単収縮反応(local twitch response)が針挿入時観測された

Fig5-3-2-2. ファシア・ハイドロリリースによる速度図での変化

5-3-3 局所単収縮反応が観測されなかった結果

伝播図の評価として 5-4-1 と同様に針注射前、注射直後、注射から 40 秒後の結果の後、生理食塩水を加えた直後から 15 秒後、80 秒後までの結果を Fig5-3-3-1 に示した。

針注射前には約 3.12m/s だった速度が、針挿入直後は 2.97m/s と下がったが、40 秒後には 3.63m/s と増加した。生理食塩水を加えた直後では 4.12m/s を観測し、80 秒後まで通常状態よりも速度の高い状態を記録した。針注射後徐々に伝播図の波面間隔が太くなっており、伝播図からも速度が速くなっていることが分かった。またこのときの測定の際に、局所単収縮反応が観測されなかった。

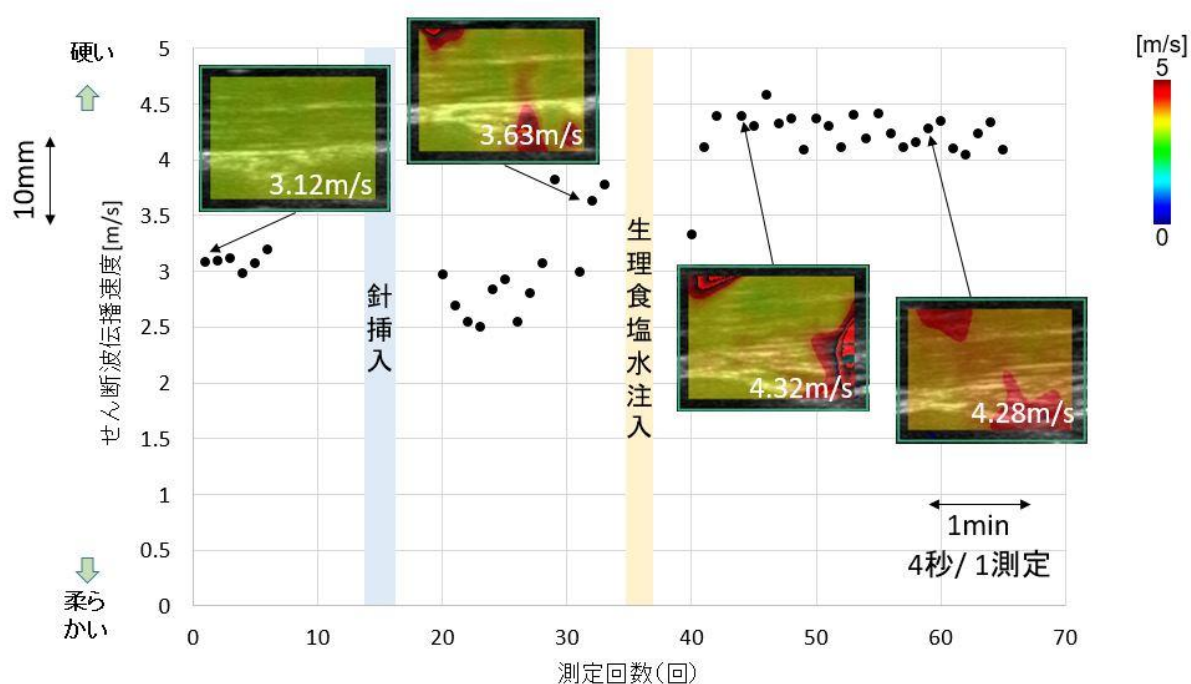


※Local twitch response was not observed at needle injection

Fig5-3-3-1. Observation of Ultrasound-guided Fascia Hydro-release

速度図の評価として Fig5-3-3-2 に示すように、針挿入前約 3.12m/s だったのに対して、針挿入後徐々に速度が増加し、先程とは逆の変化を観測した。次に生理食塩水を注入後も同様に速度が増加し最大で 4.6m/s を観測し、測定中は元の速度に戻る事が確認されなかった。

5-4-1 とは異なる結果となり、考えられる要因として、適切に筋膜リリースがされず被検者が力んでしまい筋肉が緊張してしまったのではないかと考える。



※局所単収縮反応(local twitch response)が針挿入時観測されなかった

Fig5-3-3-2. ファシア・ハイドロリリースによる速度図での変化

5-3-4 針挿入時と生理食塩水注入時の特徴

局所単収縮反応が確認された、ファシア・ハイドロリリースが有効だと推察された例で、針挿入後の変化と生理食塩水注入後の変化を観測した。Fig5-3-4-1 で示すように針挿入後挿入した箇所から速度の低下領域が広がっていくのに対し、生理食塩水を注入後ROI全体の速度が下がって行くことが確認された。(Fig5-3-4-2)

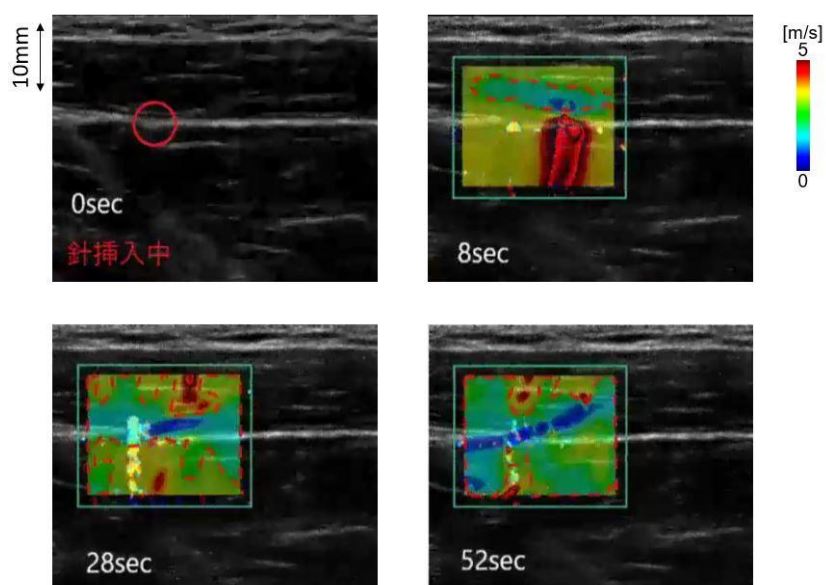


Fig5-3-4-1. 針挿入時の速度図での変化

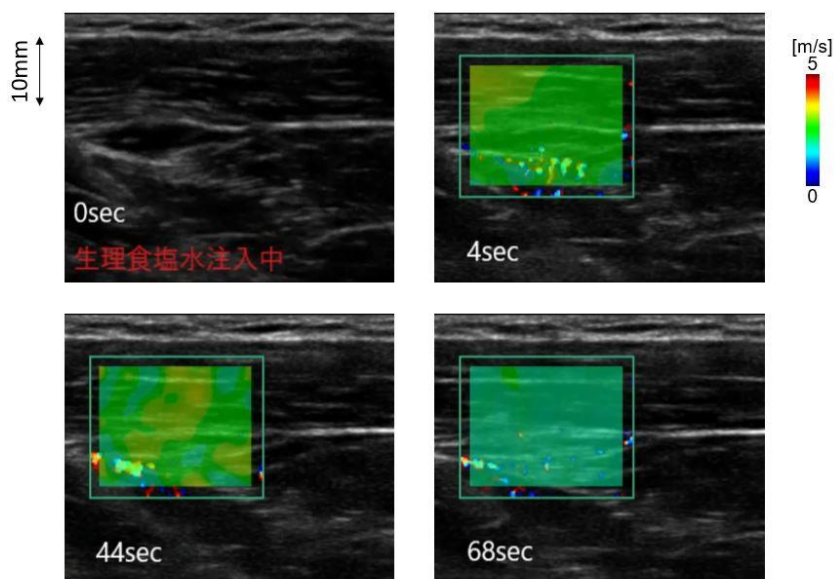


Fig5-3-4-2. 生理食塩水注入時の速度図での変化

第6章 結論

6-1 結論

本研究では、C-SWE 法の構築に加えて新たな解析手法・影像化システムを提案した。またファシア・ハイドロリリースに適応させることで従来では映像化できなかった、術後の筋組織の弾性構造の変化を観測することができた。

[1] 可変ゲイン Wiener filter と低周波加振による対策

せん断波は連続波であるため、反射波の影響を受け定在波が発生することが問題であった、これを可変ゲイン Wiener filter により雑音と反射波成分の低減を行った。

C-SWE 方では生体表面からせん断波を励起するため、組織の減衰の影響を受け深部組織でのせん断波の映像化が困難であったが、70~90Hz 程度のせん断波を励起することで、深部組織でのせん断波の映像化を可能にすることができた。また低周波化により分解能の低下が考えられたが、0.1mmにも満たない筋膜での位相ずれ幅が 0.51mmで映像化が可能であり分解能の評価とした。これにより多くの運動器での適用を可能にした。

[2] C-SWE 法の構築

C-SWE 法を構築するために必要な加振システムの構築、測定技術の構築、エコー装置最適条件の探索、測定ソフトの構築の4つを行った。加振システムの構築では、せん断波を生体表面から励起するための加振源、それに対応する発振器などの構築を行った。測定技術の構築では、正確な速度、再現性向上のために、プローブ、加振器の固定、参照 B モード画像、SWDI による評価法の導入を行った。エコー装置最適条件の探索では、エコー装置側の設定を C-SWE 法用に設定し最適化を行い SN の良い波面の取得をした。最後にエコー装置側から得られた CFI 画像をリアルタイムで解析し、伝播図や速度図などの情報を構築し表示するソフトの開発を行った。以上の4つの項目を構築したことで、C-SWE 法の構築を可能とした。

[3] ファシア・ハイドロリリースへの C-SWE 法の適応

従来では B モード画像下で行っていたファシア・ハイドロリリースに対して C-SWE 法を適応させることで、速度図や伝播図から筋組織の時間経過による弾性変化を評価することができた。ファシア・ハイドロリリースが有効であったと推察された例では、筋組織の軟化が観測された。一方有効性でないと推察された例では筋組織の硬化が見られた。また針挿入時と生理食塩水注入時で筋組織の変化に違いがみられ、前者では針挿入付近で局所的な速度の減少が観測され、筋膜付近から徐々に軟化が広がっていくのに対し、後者では筋全体での一様な速度の減少を確認することができた。

6-2 今後の展望

本研究を進めるうえで,今回の実験を通して挙げられた今後の展望について述べる.

[1] ファシア・ハイドロリリースの再現性評価

今回二人の被検者での測定を行ったが,更に多くの被検者に適応することで今回の結果の再現性実験を行う必要があると考える.

[2] 適応範囲の拡大

C-SWE 法はファシア・ハイドロリリースだけでなく鍼灸治療など治療効果はあるが,原因が解明されていない分野へ応用させることで,弾性評価の観点から原因を解明に繋がると考える.また現在はエコー装置を用いて測定を行っているが,より利便性を向上したタブレットエコーの開発により様々な場所での使用が可能となり,適応範囲の拡大を考えている

謝辞

本研究を進めるに当たり、終始適切なご指導を頂いた群馬大学大学院理工学府 山越芳樹教授に深く感謝申し上げます。また、本研究の C-SWE を用いた骨格筋への筋弾性特性評価系の構築は共同研究に基づいたものであり、共同研究者である自治医科大学付属病院金谷先生、紺野先生、谷口先生、医療法人 Fascia 研究会木村ペインクリニック木村先生に深く感謝いたします。日ごろの測定においてご支援いただいた遠坂俊明客員教授、永井典夫氏、荻野毅技官に感謝申し上げます。研究を共にし、日々の実験や解析にご協力いただいた修士 2 年伊藤拓海氏、修士 2 年 太田聖人氏、修士 2 年 堀口悠希氏、修士 1 年 阿部竣輔氏、修士 1 年 安藤秀一氏、修士 1 年 小川智也氏、修士 1 年 小久保大輔氏、修士 1 年 半田 晃輝氏、学部 4 年 田中愛理氏、学部 4 年 白沢有理沙氏、学部 4 年 池永久典氏、学部 4 年 寺内紳悟氏に心より感謝いたします。最後に、研究室での学生生活においてお世話になりました山越研究室の皆様感謝の意を表します。

参考文献

- [1] 「Observation from change of propagation velocity or shear elastic modulus when static pressure is applied.」H.Latorre-Ossa, J.Gennisson, E.Brosses, et.al. IEEE trans. On UFFC 833 (2012)
- [2] 「Observation from harmonic frequency component of shear wave」 I.Sack, C.Mcgowan, A.Saman et.al. Mag. Res. Med. 842 (2004)
- [3] Bercoff J, Tanter M, Fink M. Supersonic shear imaging: A new technique for soft tissue elasticity mapping. IEEE Trans. UFFC. 2004;51;396-409.
- [4] Evans DH, Jensen JA, Nielsen MB. Ultrasonic colour Doppler imaging. Interface Focus 2011;doi:10.1098/rsfs.2011.0017.
- [5] Gao L, Parker KJ; Lerner RM; Levinson SF, Imaging of the elastic properties of tissue—A review. Ultrasound Med. Biol. 1996;22;959–77.
- [6] Miwa T, Parajuli RJ, Tomizawa R, Yamakoshi Y. Shear wave velocity estimation by virtual sensing array spectrum analysis. Jpn. J. Appl. Phys. 2011;50: 07HF07.
- [7] Ophir J, Cespedes I, Garra B, Ponnekanti H, Huang Y, Maklad N. Elastography: Ultrasound imaging of tissue strain and elastic modulus in vivo. Eur. J. Ultrasound 1996;3:49–70.
- [8] Parajuli RK, Tei R, Nakai D, Yamakoshi Y. Shear wave imaging using phase modulation component of harmonic distortion in continuous shear wave excitation. Jpn. J. Appl. Phys. 2013;52:07HF22.
- [9] Sarvazyan AP, Rudenko OV; Swanson SD, Fowlkes JB, Emelianov SY. Shear wave elasticity imaging: A new ultrasonic technology of medical diagnostics. Ultrasound Med. Biol. 1998;24:1419-35.
- [10] Kentaro Chino, Yasuo Kawakami and Hideyuki Takahashi“Tissue elasticity of in vivo skeletal muscles measured in the transverse and longitudinal planes using shear wave elastography”, Clin Physiol Funct Imaging (2017) 37, pp394–399

- [11]JEAN-LUC GENNISSON, THOMAS DEFFIEUX, EMILIE MACE, GABRIEL MONTALDO, MATHIAS FINK, and MICKAEL TANTER “VISCOELASTIC AND ANISOTROPIC MECHANICAL PROPERTIES OF IN VIVO MUSCLE TISSUE ASSESSED BY SUPERSONIC SHEAR IMAGING”, *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 36, No. 5, pp. 789–801, 2010
- [12]川島 清隆、市川 寛樹、外科医にとっての新しい Fascia 像～高精細内視鏡による近接拡大視から見えてきた生体組織～、日本整形内科学研究会 台 2 回学術集会 予稿 2019
- [13]防災科研 (科学技術庁パンフ「大地震のあと,余震はどうなるか」より)
(http://www.hinet.bosai.go.jp/about_earthquake/sec3.1.html) (2020/1/25 アクセス)